

Der unicondyläre Gelenkflächenersatz
als Therapiekonzept
der Varus- / Valgusgonarthrose

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
des Fachbereichs Medizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Wolfgang Kurt Karl Wille
aus Düsseldorf

Gießen 2005

1 Allgemeiner Teil	2
1.1 Einleitung	2
1.2 Pathogenese der Arthrose	4
1.3 Therapiekonzepte in der Behandlung der Gonarthrose	6
1.4 Historischer Überblick	8
1.5 Anatomie und Biomechanik des Kniegelenkes	10
1.6 Verwendetes Prothesenmaterial	16
1.7 Operative Technik und Nachbehandlung	19
1.8 Indikationsstellung	22
1.9 Kontraindikationen	24
2 Spezieller Teil	25
2.1 Material und Methode	25
2.2 Der Knee-Society-Score	26
2.3 Patientengut	28
2.4 Ergebnisse	32
2.4.1 Schmerz	32
2.4.2 Bewegungsausmaß, 2.4.3 Stabilität	33
2.4.4 Gehleistung	34
2.4.5 Treppen steigen	35
2.4.6 Gehhilfengebrauch	36
2.4.7 Beugekontraktur / Streckdefizit	37
2.4.8 Achsstellung	38
2.5 Subjektive Beurteilung des Operationsresultates durch den Patienten	40
2.6 Retropatellarsymptomatik und gegenläufiges Kompartiment	42
2.7 Komplikationen	43
2.8 Überlebensraten	45
2.9 Korrelationen	48
2.9.1 Ausbaurate in Abhängigkeit vom Alter	48
2.9.2 Ausbaurate in Abhängigkeit vom Gewicht	49
2.9.3 Ausbaurate in Abhängigkeit von Voroperationen / Vorerkrankungen	50
2.9.4 Ausbaurate in Abhängigkeit von der Grunderkrankung	51
2.9.5 Ausbaurate in Abhängigkeit vom Geschlecht	52
2.10 Kasuistik	53
2.11 Diskussion	59
2.12 Zusammenfassung / Abstract	71
3 Literaturverzeichnis	73

1 Allgemeiner Teil

1.1 Einleitung

Das Knie ist das größte Gelenk des menschlichen Körpers und im besonderen Maße mechanischen Beanspruchungen, Traumen und verschiedenen angeborenen bzw. erworbenen Funktionsstörungen ausgesetzt. Große Hebelarme führen zu erheblichen Belastungsmomenten. Anders als am Hüftgelenk mit seinem verhältnismäßig einfachen Aufbau als Kugelgelenk ist der Bewegungsablauf des Kniegelenks in komplexer Weise aus Verschiebe- und Rollbewegungen der Kondylenrollen auf dem Tibiaplateau zusammengesetzt [30, 55, 74, 141]. Die Komplexität des menschlichen Kniegelenkes und die verschiedenen anfallenden Belastungskombinationen erklären die Schwierigkeiten in der Therapie arthrotisch veränderter Gelenkstrukturen.

Aufgrund des oft schleichenden, klinisch zunächst symptomarmen Verlaufes ist es erklärlich, dass die betroffenen Patienten erst bei der Manifestation von Schmerzen, zunehmender Bewegungseinschränkung und deutlicher Minderung des Gehvermögens die ärztliche Behandlung in Anspruch nehmen.

Nach Ausschöpfung der konservativen Behandlungsmöglichkeiten, welche in erster Linie der Schmerzlinderung dienen, sind schließlich operative Maßnahmen indiziert, die eine Verbesserung des Beschwerdebildes anstreben.

In die operativen Überlegungen sollten neben den gelenkerhaltenden Korrekturosteotomien (suprakondyläre Femurosteotomie, Tibiakopfosteotomie), Knorpelersatzoperationen (autologe Knorpel-Knochen-Transplantation, Abrasionsarthroplastik, autologe Chondrozyten-transplantation) schließlich die gelenkersetzenden alloarthroplastischen Eingriffe einbezogen werden [8].

Der künstliche Ersatz eines körpereigenen Gelenkes hat zum Ziel, die schmerzhaft gestörte Gelenkfunktion zu normalisieren und dieses Ergebnis langfristig aufrecht zu erhalten.

Künstliche Kniegelenke müssen dabei einer Reihe von mechanischen Besonderheiten gerecht werden [46]. Um diesen Ansprüchen zu genügen, wurde inzwischen eine Vielzahl von Prothesenmodellen mit unterschiedlichsten Konstruktionsmerkmalen entwickelt, die je nach

Indikationsstellung zum Einsatz kommen. Eine individuelle und sorgfältige anatomische Anpassung des Kunstgelenkes ist daher unabdingbar.

Bei den heute fast ausschließlich verwendeten Totalendoprothesen (Ersatz beider gegenüberliegender Gelenkflächen) lassen sich zwei Prothesentypen unterscheiden:

- Gekoppelte (constrained) Prothesen, bei denen Ober- und Unterschenkelteil durch eine mechanische Achse scharnierähnlich geführt und meist unter der Verwendung von Knochenzement meta- / diaphysär verankert werden. Eine Subtypisierung stellen die teilweise gekoppelten (semi-constrained) Kunstgelenke dar, welche eine partielle Rollgleitbewegung bzw. axiale Rotation ermöglichen [70].
- Unverbundene kraftschlüssige Gleitflächenprothesen (unconstrained), bei denen die Kontaktbereiche der Gelenkkörper in unterschiedlicher Form ersetzt werden mit der Vorstellung, ein an die normale Anatomie des Kniegelenkes angelehntes Rollgleitverhalten zu erzielen [47, 70].

Die Gruppe der unverbundenen Gleitflächenprothesen umfasst auch den Typ der unicondylären Schlittenprothese zur Versorgung nur eines Gelenkkompartimentes. Dieser Prothesentyp ist Gegenstand der vorliegenden Arbeit .

An der Orthopädischen Klinik am Ev. Fachkrankenhaus in Ratingen wurden von 1975 bis 1995 insgesamt 635 Patienten mit einer Schlittenprothese versorgt. Diese hohe Fallzahl führte zu der Überlegung, trotz der Unzulänglichkeiten einer retrospektiven Untersuchung, einen Überblick über die Behandlungsmöglichkeiten, Komplikationen und Erfolge dieses Therapiekonzepts in Form dieser Studie zu erarbeiten.

1.2 Pathogenese der Arthrose

Der Verlauf von degenerativen Gelenkerkrankungen (syn.: Arthrosis deformans, Osteoarthrose) ist in der Regel langsam progredient. Die Arthrosis deformans entwickelt sich dabei stets aus einem Missverhältnis zwischen Belastung und Belastungsfähigkeit des jeweiligen Gelenkes und bietet dabei stadienabhängig folgende klinische Zeichen:

- Schmerz
- Funktionseinschränkung
- Krepitation
- Tastbare Osteophyten
- Vergrößerung der Gelenkkonturen
- Schwellung
- Erguss
- Achsabweichung
- Instabilität

Aus morphologischer Sicht ist die Arthrose durch einen fortschreitenden Verlust der Knorpelmatrix, einer Sklerosierung der subchondralen Knochenbereiche und einer partiellen Beteiligung der Synovialmembran charakterisiert [117]. Spätveränderungen wie reparative Vorgänge in Form der Osteophytenbildung sowie regressive Prozesse wie Knochenabschliff und Zystenbildung können sich ohne auffällige klinische Symptomatik über viele Jahre die Waage halten. Zu irgendeinem bis heute in vivo nicht definierbarem Zeitpunkt, kommt es jedoch zur Dekompensation, der Abbau überwiegt die Reparation bis zum kompletten Knorpelverlust [111]. Der Arthrotiker durchschreitet einen Prozess, der von der stummen, latenten Arthrose bis zur manifesten und schließlich aktivierten Arthrose verläuft. Als aktiviert gilt ein arthrotisches Gelenk, wenn neben ausgeprägter Schmerzsymptomatik auch eine deutliche Ergussbildung, sichtbare Schwellung sowie Funktionsbeeinträchtigungen vorliegen [157]. Initiiert wird dieses Stadium durch einen vermehrten Anfall von Knorpelabriebprodukten und die Aktivität von Zytokinen (insbesondere Interleukin-1) und Immunfaktoren. Die Entwicklung einer Arthrose basiert nach heutigem Kenntnisstand demnach sowohl auf exogenen (mechanisch / medikamentös) als auch auf endogenen (Gene, Zytokine, Hormone) Faktoren.

Eine unbedingt zu berücksichtigende Einflussgröße stellt die Ätiologie der Arthrosis deformans dar. Bei den primären (idiopathischen) Arthrosen liegt eine biologische

Minderwertigkeit unklarer Genese des Gewebes vor, während die Entstehung sekundärer Arthrosen durch folgende Ursachen beeinflusst werden kann: Gelenkdysplasien, Achsenfehler, Instabilitäten, erworbene Formstörungen der Gelenke, Traumen, entzündliche Gelenkprozesse, metabolische und endokrine Erkrankungen [111].

Die Klassifikation respektive Stadieneinteilung der Arthrose erfolgt zum einen nach dem makroskopisch bzw. röntgenologischen Befund wie in der Stadieneinteilung der Gonarthrose nach Wirth [156] oder anhand des Grades der Knorpelläsion gemäß der Klassifikation nach Outerbridge.

Stadieneinteilung der Gonarthrose nach Wirth

- I Angedeutete Ausziehungen der Eminentia intercondylaris, angedeutete Ausziehungen der gelenkseitigen Patellapole
- II Geringe Ausziehungen an den Tibiakonsolen, leichte Verschmälerung des Gelenkspaltes, beg. Entrundung der Femurcondylen, mäßige subchondrale Sklerosierung
- III Hälfte Verschmälerung des Gelenkspaltes, deutliche Entrundung der Femurcondylen, deutliche osteophytäre Randwülste
- IV Deutliche Verschmälerung bis Aufhebung des Gelenkspaltes, zystische Veränderungen an Femur, Tibia und Patella bis zur knöchernen Destruktion, Subluxationsstellung zwischen Femur und Tibia

Klassifikation der Knorpelläsionen nach Outerbridge

- I Leichte Knorpelerweichung und -verdickung
- II Frühe Risse, welche den subchondralen Knochen nicht tangieren und kleiner als 0,5 Inch (< 1,27 cm) sind
- III Rissbildung bis zum subchondralen Knochen, der noch nicht freigelegt ist. Defektdurchmesser > 0,5 Inch
- IV Der subchondrale Knochen wird sichtbar (Knochenglatze)

1.3 Therapiekonzepte in der Behandlung der Gonarthrose

Die jeweilige Therapieform der Gonarthrose sollte grundsätzlich an individuellen Kriterien ausgerichtet sein. Entscheidend sind hier die Ätiologie des Chondralschadens, das Defektausmaß und die Klassifikation, die Lokalisation, Zusatzpathologien, systemische Erkrankungen sowie der subjektive Leidensdruck des Patienten.

Zunächst sollte das Spektrum der konservativen Therapiemaßnahmen in Form von physikalisch-therapeutischen / balneo-physikalischen Anwendungen begleitend von einer befundangepassten medikamentösen Therapie (Analgetika, NSAR, Cox-2-selektive Coxibe, Hyaluronsäure-Injektionen, Interleukin-1-Antikörper-Injektionen) zur Anwendung kommen. Der Zeitpunkt einer sinnvollen operativen Intervention zur Behandlung eines Knorpelschadens sollte allerdings nicht verzögert werden. Art und Umfang des operativen Eingriffs orientieren sich dabei an o.g. Kriterien. Ziel ist die Wiederherstellung der Knorpeloberflächenkongruenz, normale Gelenkfunktion, freie schmerzlose Beweglichkeit sowie Verhinderung einer weiteren Knorpeldegeneration [56].

Sämtlichen Verfahren liegt die Erkenntnis zugrunde, dass der hyaline Gelenkknorpel aufgrund seiner ausdifferenzierten Zellstruktur und Avaskularität eine außerordentlich schlechte Regenerationsfähigkeit besitzt.

Pridie berichtete 1959 über die Fähigkeit des subchondralen Knochens durch Anbohrung eine fibrovaskuläre Reaktion zu stimulieren und somit über aus der Tiefe sprossendes Granulationsgewebe einen fibrösen Ersatzknorpel zu bilden [68, 117].

Weitere knorpelinduktive Verfahren sind die Abrasionschondroplastik, die 1979 von FICAT und 1986 von JOHNSON umfassend dargestellt wurden sowie die Technik der Mikrofrakturierung nach STEADMAN. Die Ergebnisse zahlreicher Studien, diese und modifizierte Verfahren betreffend, werden bis heute kontrovers diskutiert [29, 138].

Eine weitere Therapieoption bei umschriebenen Knorpeldefekten stellt die heute vornehmlich autolog durchgeführte Knorpelknochen transplantation (Mosaikplastik, OATS) dar. Prinzip dieser Technik ist die Verwendung von Knorpelknochenzylindern aus gering belasteten Arealen des Kniegelenkes und die Transplantation in die geschädigten Belastungszonen. Die Behandlung von Knorpeldefekten unter Verwendung chondrogener Periost- und Perichondriumtransplantate war und ist ebenfalls Inhalt klinischer und experimenteller Studien.

Einen anderen Weg beschreitet die Technik der Chondroneogenese durch autologe Chondrozytentransplantation (ACT). Dieses Verfahren basiert auf der Regeneration von

hyalinem Knorpel durch extracorporal vermehrte autologe Chondrozyten, die als Suspension unter einen vernähten Periostlappen auf den Defekt injiziert werden. Weiterentwicklungen dieses Verfahrens verzichten auf die Entnahme eines autologen Periostlappens unter Verwendung von resorbierbaren Kollagen I/III Membranen zur Defektdeckung. Darüber hinaus besteht die Möglichkeit, bereits mit einer autologen Chondrozytensuspension beladene Matrixkonstrukte zu transplantieren. Gegenstand der Forschung sind gegenwärtig klinisch anwendbare Verfahren, die chondrogen differenzierte mesenchymale Stammzellen zur Defektdeckung von Gelenkknorpelschäden verwenden.

Bei großflächigen, generalisierten IV-gradigen Knorpeldefekten sind obige Therapiestrategien allerdings in der Regel nicht mehr indiziert, so dass als adäquate Maßnahme die Implantation eines endoprothetischen Oberflächenersatzes in Erwägung gezogen werden muss.

1.4 Historischer Überblick

Die Bemühungen, bei degenerativ und krankhaft veränderten Gelenken eine Beschwerdebesserung unter Erhaltung der Gelenkbeweglichkeit zu erzielen, gehen bis in die Mitte des vorigen Jahrhunderts zurück.

Die ersten Verwirklichungsversuche der Alloarthroplastik begannen bei den damals weit verbreiteten tuberkulös-entzündlichen Kniegelenken mit dem 1860 von VERNEUIL vertretenen Gedanken zur Interposition von Gewebe nach Gelenkresektion [148].

Die Methode brachte bei Verwendung körpereigener Materialien zum Teil befriedigende Ergebnisse an den oberen Extremitäten, wogegen die Dauerergebnisse an den unteren Extremitäten meist unbefriedigend blieben. Bei der Gelenkresektion lag die kritische Komponente im Resektionsausmaß: eine zu weit gehende Resektion führte zu instabilen Gelenken, die nicht ausreichende zu Gelenkversteifungen. Dieser Schwierigkeit wollte der Berliner Professor GLUCK 1890 mit der Implantation eines totalen Gelenkersatzes begegnen. Er konstruierte ein Scharniergelenk aus Elfenbein, das mit vernickelten Schrauben und einem aseptischen Kitt aus Gips und Kolophonium im Knochen verankert wurde. Sein mutiges Konzept scheiterte jedoch an der Materialfrage und hohen Infektionsquote [37, 120, 158].

In den Jahren 1913 bis 1928 versuchte man als Interpositionsmaterial autologes Gewebe wie fascia lata und Schleimbeutel einzubringen. Auch die Verwendung von Fremdmaterial wie Schweinsblase, Cellophan oder Nylon in den Jahren 1948 bis 1950 brachte keinen nennenswerten Erfolg.

Scharnierprothesen aus Acrylharz wurden erstmalig 1947 von JUDET, JUDET und CREPIN hergestellt [72]. Acrylharz erwies sich allerdings als viel zu brüchig, und so setzten sich dann Modelle aus Metalllegierungen (z.B. Vitallium) durch. Vertreter dieses Konzepts waren in den fünfziger Jahren SHIERS und WALLDIUS [12, 133, 150]. Diese Prothesen waren durch eine lasttragende Achse in direkter Gleitpaarung Metall - Metall gekennzeichnet. Die Lage der Achse und die Formgebung der Prothesenpartner stimmte allerdings nicht mit den physiologischen Gegebenheiten überein. Es resultierten massive Abriebvorgänge und schwere metallotische Veränderungen mit folgenden Infekten und Prothesenlockerungen.

Die größten Fortschritte der Knieprothetik basierten jedoch auf Erkenntnissen aus der Hüftprothesenentwicklung in den sechziger Jahren durch CHARNLEY und G.M.MC KEE [121]. Der Aufbau dieser weiterentwickelten Scharnierprothesen orientierte sich am Low-friction-Prinzip. Eine harte Metallachse wurde einem weichen Lager aus Polyethylen gegenübergestellt und darüber hinaus eine weitgehend physiologische Achslage verwirklicht. Bei einigen Modellen wurde eine zusätzliche Rotationsmöglichkeit eingebaut, wie z.B. bei den Prothesen von ENGELBRECHT (1984) und TILLMANN et al. (1985).

Die Geschichte des achslosen Kniegelenkteilersatzes zur Behandlung der Varus- oder Valgusgonarthrose begann mit MAC INTOSH aus Toronto [92]. Er implantierte 1954 erstmals einen Tibiaplateau-Ersatz aus Acryl, jedoch ohne prothetischen Ersatz der Femurkondylenrolle. In der weiteren Entwicklung zeigte sich die Notwendigkeit eines Ersatzes des korrespondierenden Gelenkanteiles, um längerfristig günstige Resultate zu erzielen.

Frank GUNSTON führte 1968 erstmals die Implantation einer Schlittenprothese aus zwei Komponenten (Metall - Kunststoff) nach dem Low-friction-Prinzip durch: eine halbkreisförmige Metallscheibe, die er in die Femurkondylenrolle implantierte, gleitet in einem schienenförmig gemuldeten Polyethylenblock, beide Prothesenteile wurden mit Zement verankert

(Abb. 1). Diese Schienenführung wurde der anatomisch-funktionellen Situation des Kniegelenkes jedoch nicht gerecht und daraufhin erfolgte die Entwicklung eines Metallschlittens (ENGELBRECHT 1969), der durch sein punktuell Aufsetzen auf dem Polyethylenblock keine natürlicherweise im Kniegelenk vorkommende Bewegung, insbesondere die Rotation, einschränkte. Die Implantation dieser St.Georg-Prothese erfolgte erstmalig im September 1969 [26, 44, 154]. Die tibiale Komponente stand allerdings nur in einer Größe und Stärke zur Verfügung, was eine erhebliche Knochenresektion des Tibiaplateaus oft unumgänglich machte. Dieser Umstand führte des Öfteren zu Stressfrakturen des Plateaus.



Abb. 1: Die original GUNSTON-Knieprothese, ausgestellt im Sir Charnley Museum in London [100]

Eine Weiterentwicklung war schließlich das Modular-Knie nach MARMOR, welches 1972 in den USA entwickelt und eingeführt wurde. Vorteil dieses Modells: verschiedene Plateaustärken.

Das Modular-Knie ist Vorläufer des unikondylären Gelenkflächenersatzes, so wie er gegenwärtig Anwendung findet [97, 100].

1.5 Anatomie und Biomechanik des Kniegelenkes

Sowohl besondere anatomische als auch funktionelle Aspekte weisen dem Kniegelenk eine Sonderrolle unter den Gelenken zu. Es ist durch das Tragen des nahezu gesamten Körpergewichtes, in Verbindung mit langen Hebeln, großen Kräften ausgesetzt [110]. Der Gelenkmechanismus ist zusätzlich durch die Form der drei beteiligten Gelenkkörper sehr komplex. Anatomisch lässt es sich in die Abschnitte Femoropatellargelenk und Femorotibialgelenk untergliedern, deren Elemente jedoch funktionell weitgehend eine Einheit bilden. Diese Elemente des Knies sind: Knochen, Knorpel, Menisken und der Bandapparat.

Die große Beweglichkeit des Kniegelenkes wird durch eine dreidimensionale Geometrie der Gelenkkörper ohne wesentliche ossäre Führung erreicht, wobei für die notwendige sichere Gelenkführung und funktionelle Stabilität im wesentlichen zwei Faktoren verantwortlich sind:

a. passive Stabilisatoren

b. aktive Stabilisatoren

a.Passive Stabilisatoren

- Innen- u. Außenmeniskus
- Vorderes u. hinteres Kreuzband
- Innen- u. Außenband
- Gelenkkapsel

Die Menisken können als transportable Gelenkflächen angesehen werden. Sie haben last-verteilende, gewichttragende, energieabsorbierende und stabilisierende Funktionen im Knie [110]. Aufgrund ihrer Form und Beweglichkeit können sie Gelenkinkongruenzen teilweise ausgleichen. Der Innenmeniskus ist wegen seiner Verwachsung mit dem Lig. collaterale mediale weniger beweglich und daher anfälliger für Verletzungen.

Die Kreuzbänder sind zentral im Kniegelenk lokalisiert und bestimmen entscheidend den Roll-Gleit-Mechanismus des Kniegelenkes. Sie werden deshalb auch als „Zentralpfeiler“ bezeichnet [110]. Das vordere Kreuzband verläuft von der Innenseite des lateralen Femurkondylus zur Eminentia intercondylaris, während das hintere Kreuzband einen entgegengesetzten Verlauf vom medialen Femurkondylus zum Schienbeinhöcker aufweist. Die Hauptfunktion des vorderen Kreuzbandes ist die Gewährleistung der Stabilität in Streckstellung, als Hauptstabilisator des flektierten Knies gilt das hintere Kreuzband. Die Kreuzbänder stabilisieren das Gelenk auch in anterioposteriorer Richtung und begrenzen entsprechend ihres Verlaufes die Innenrotation.

Die Seitenbänder stabilisieren das Knie im Stand und gewähren eine seitliche Führung. Während die Seitenbänder bei der Kniebeugung relativ entspannt sind und so eine Rotationsbeweglichkeit zulassen, sind sie in Streckstellung angespannt und sichern die Stabilität des Standbeines.

Die zweischichtige Gelenkkapsel, und hier insbesondere die Kapselbänder Retinaculum patellae mediale und laterale (Reservestreckapparat) übernehmen ebenfalls einen nicht zu unterschätzenden Teil der Kniegelenksstabilisation. Zusätzlich wirken die Kapselverstärkungen im Kniekehlenbereich als Überstreckschutz und dienen der Einschränkung der Außenrotation.

b. Aktive Stabilisatoren

Die Stabilisierung allein durch passive Elemente genügt nicht. Nur in Verbindung mit der am Kniegelenk wirkenden Muskulatur können Überlastungsschäden vermieden werden. Für die aktive Stabilität im Kniegelenk hat der M. quadrizeps femoris die größte Bedeutung, indem er die divergierenden Kräfte seiner verschiedenen Anteile zentralisiert und über die Patella auf das Gelenk überträgt. Sein medialer Anteil, der M. vastus medialis, kann auch als „Spiegel“ des Kniegelenkes bezeichnet werden, da er mechanische Störungen im Knie oft mit einer Muskelatrophie anzeigt [110].

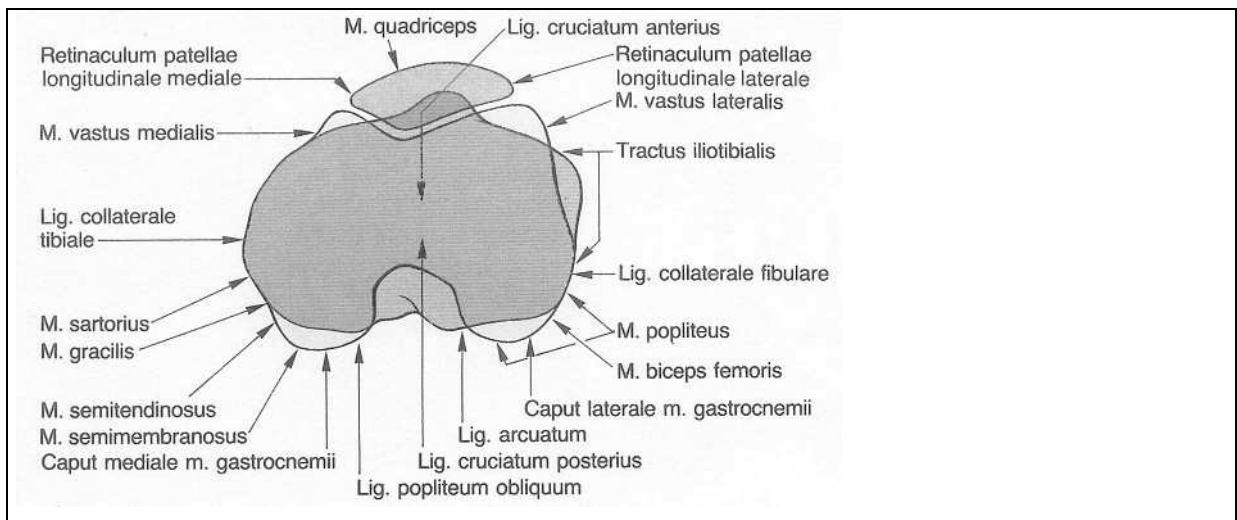


Abb. 2:

Aufsicht der miteinander artikulierenden Skelettelemente des Kniegelenkes; stabilisierende Band- und Muskelkräfte [118]

Biomechanik des Kniegelenkes

Der komplizierte anatomische Aufbau des Kniegelenkes lässt funktionell neben Beuge- und Streckbewegungen auch Rotationsbewegungen bei gebeugtem Knie zu. Daraus ergibt sich die formale Kombination aus Scharnier- und Radgelenk im Sinne eines Trochoginglymus. Aus der Streckstellung heraus gelingt in der Frontalebene eine aktive Beugung von annähernd 130° , während die jetzt insuffizienten Flexoren eine weitere passive Beugung um zusätzliche $20\text{--}25^\circ$ zulassen [103].

Es ist die Geometrie des Kreuzbandverlaufes, der in Verbindung mit der Femurkondylenform eine herausragende Bedeutung für den Bewegungsablauf zukommt. Die Kreuzbänder bilden

eine sogenannte „Viergelenkkette“, die eine spezifische Bewegung der Gelenkkörper zueinander erzwingt (Abb.3). Auf diese Weise kommt auch die Schlussrotation, als welche man die Außendrehung des Unterschenkels um 5-10° gegenüber dem Oberschenkel in den letzten 20° der Beinstreckung bezeichnet, zustande. Hier ist das vordere Kreuzband angespannt, noch bevor die Seitenbänder ihre maximale Spannung erreichen. Durch den schrägen Verlauf des vorderen Kreuzbandes und die asymmetrische Form der Kondylen erfolgt eine Rotation des Unterschenkels nach außen. Hier ist in diesem Moment die Stabilität am größten. Die jetzt angespannten Seitenbänder stellen das Femorotibialgelenk fest und die Kontaktfläche zwischen Kondylen / Menisken und Tibiaplateau ist am größten, da die Kondylen hier ihre geringste Krümmung aufweisen [110].

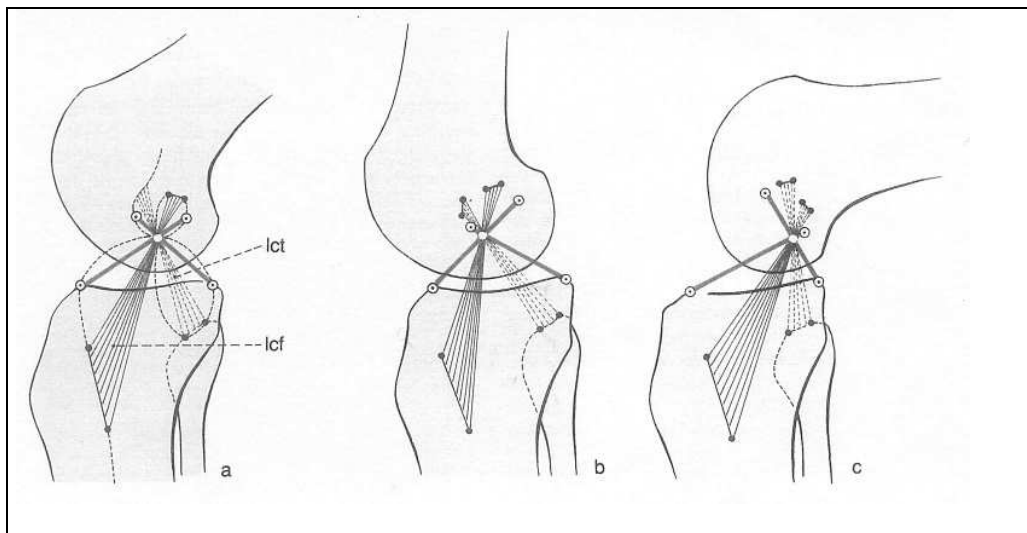


Abb. 3:

Die Kreuzbänder (stark ausgezogene Linien) bilden eine geschlossene kinematische Viergelenkkette, in der die Bewegungen zwangsläufig sind

Lcf = Lig. collaterale fibulare

Lct = Lig. collaterale tibiale

[119]

Der bei Flexion eintretende gegenteilige Effekt, die Entspannung der Seitenbänder und die Kontaktflächenminderung, erhöht das Rotationsausmaß im Kniegelenk. Gleichzeitig nimmt hingegen die Stabilität ab und die Belastung der Menisken steigt.

Die Anordnung der Kreuzbänder als „Viergelenkkette“ in Zusammenhang mit der Spiralforn der Kondylen ergibt folglich als Hauptprinzip der Gelenkbewegung zwischen Femur und Tibia eine Rollgleitbewegung. Einen feststehenden Drehpunkt kann es daher nicht geben, da

dieser sich stellungsabhängig verlagert. Der momentane Drehpunkt ergibt sich aus dem Schnittpunkt von Kreuz- und Seitenbändern. Würde es sich bei der Bewegung um eine reine Abrollbewegung handeln, müsste das Femur über das Kondylenplateau hinausrollen. Umgekehrt würde ein reines Gleiten auf einem Punkt dazu führen, dass die Hinterkante des Femur bei ca. 130° Flexion an die Tibiakopfhinterkante anstößt. So aber wandert während der Rollbewegung der Auflagepunkt zunächst nach hinten, wo dann bei weiterer Beugung eine Gleitbewegung erfolgt. Ermöglicht wird dies durch die Beweglichkeit der Menisken. Die Stabilität im Femorotibialgelenk nimmt hierbei ab, während sie im Femoropatellargelenk zunimmt [110].

Die Funktion der Patella unter biomechanischen Gesichtspunkten ist ebenfalls von Bedeutung. Sie kann durch ihre Lage im Streckapparat den Hebelarm des M. quadrizeps femoris vergrößern. Eine Entfernung der Kniescheibe führt zu einer Kraftminderung bei Extension um bis zu 30 %. Des Weiteren übernimmt die Kniescheibe eine stabilisierende Funktion, insbesondere bei der Beugung.

Besonderer Berücksichtigung unter funktionell-anatomischen Aspekten bedarf die Beinachse: Der Kniegelenkwinkel in der Frontalebene, der sich aus der Schaftachse des Femurs mit der Längsachse der Tibia ergibt, erreicht beim Erwachsenen eine physiologische Valgusposition von $4-7^\circ$. Bei beidbeiniger Grundstellung wird das normale Knie axial belastet. Schon DEBRUNNER und SEEWALD [22] zeigten, dass diese Annahme nur unter statischen Gesichtspunkten zutrifft. Die Verbindungsgerade der Mittelpunkte des Hüft- und Sprunggelenkes trifft dabei das Zentrum des Kniegelenkes. Diese mechanische Längsachse wird nach LANZ [150] als Traglinie T bezeichnet, die allerdings nicht als starre Konstante, sondern vielmehr als funktionelle Variable aufzufassen ist, da sie sich durch Verlagerung des Körperschwerpunktes bei jedem Schritt, in der Regel auf die mediale Seite des Kniegelenkes, verschiebt [114, 150]. Es resultiert eine dynamische Varusbelastung während der Standbeinphase des Ganges, welche sich durch die Hebelarmwirkung des Körpergewichtes auf das Kniegelenk erklärt [114]. Insbesondere MAQUET konnte zeigen, dass das Kniegelenk in der Frontalebene durch eine Kräfte resultierende R beansprucht wird, welche sich aus der Spannung des Tractus iliotibialis M und dem Körpergewicht K zusammensetzt. Bei suffizientem Tractus iliotibialis verläuft die Kräfte resultierende annähernd durch die Kniegelenksmitte. Durch Zunahme des Körpergewichtes respektive Abnahme der Kraft der

lateralen Zuggurtung durch den Tractus iliotibialis verschiebt sich entsprechend der Regeln des Kräfteparallelogramms die Kräfteresultierende nach medial [96]. Es resultiert eine asymmetrische Verteilung der intra-artikulären Spannungen mit Schädigung des medialen Gelenkknorpels. Die Degeneration des Knorpels führt zur Varusabweichung oder verschlimmert diese. So kommt es zu einer weiteren Medialisierung der Kräfteresultierenden und im Sinne eines Circulus vitiosus zu steigenden Druckspannungen im medialen Gelenkkompartiment [34].

DEBRUNNER und SEEWALD [22] zitierten in Ihren Ausführungen Untersuchungen der University of California über Gangstudien (1947), wonach bereits unter physiologischen Bedingungen eine Abweichung der Belastungsachse nach medial und damit ein Biegemoment im Sinne eines „funktionellen Genu varums“ existieren [147].

All diese Überlegungen machen die Bedeutung der lateralen Zuggurtung im Hinblick auf funktionell-strukturelle Konsequenzen besonders deutlich.

Ein adäquates Gegenstück zum Tractus iliotibialis auf der medialen Seite findet sich nicht. Unter Berücksichtigung der oben beschriebenen funktionellen Varusbelastung erscheint diese asymmetrische Anlage der Zuggurtung sinnvoll [34].

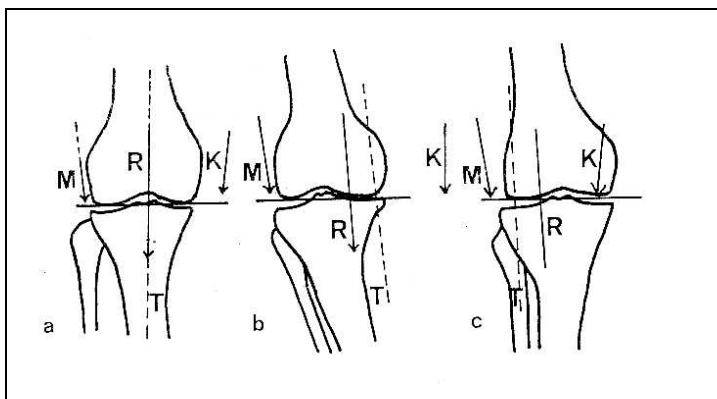


Abb. 4 a,b,c:

a Physiologische Belastung des Kniegelenkes.

b Genu varum mit Varusbelastung.

c Genu valgum mit Valgusbelastung.

R=Kräfteresultierende; K=Körpergewicht; M=Tractus iliotibialis; T=Tragachse

[95]

1.6 Verwendetes Prothesenmaterial

Die unicondyläre Schlittenprothese, bei der es sich um einen Prothesentyp mit drei Freiheitsgraden ohne Zwangsführung und mit minimalem Formschluss der Kontaktflächen handelt, kommt unter kinematischen Gesichtspunkten den natürlichen Bedingungen am Kniegelenk sehr nahe. Hauptanforderung auch an diese Prothesenkonstruktion ist eine möglichst exakte Nachahmung der physiologischen Verhältnisse und Bewegungsabläufe [154].

Zur Zeit existiert eine Vielzahl von Modellen dieses Typs auf dem Prothetikmarkt, wobei teilweise nur geringe konstruktive Unterschiede festzustellen sind. Die femorale Gleitfläche entspricht generell einer idealisierten Kondylenform. Unterschiede zeigen sich eventuell bei:

- den Verankerungselementen am Femurteil
- der Form der Tibiagleitfläche (eben bzw. gekrümmt, mobil)
- der Verankerungstechnik des Tibiaplateaus (Inlay- bzw. Onlaytechnik), tibiales Komponentendesign: all-poly / metal-backed
- den zusätzlichen Verankerungselementen am Tibiaplateau
- der Exaktheit des Implantationsinstrumentariums
- dem operativen Zugang (konventionell, minimal-invasiv)

Inlaytechnik:

das Schienbeinplateau wird in den Knochen eingelassen (spongiöse Verankerung)

Onlaytechnik:

das Schienbeinplateau wird auf der Knochenoberfläche verankert (kortikale Befestigung), respektive metal-backed

An der orthopädischen Fachklinik in Ratingen kamen insgesamt vier verschiedene Prothesenmodelle zur Anwendung:

von 1975-1987: MODULAR I

von 1988-1992: MODULAR II

von 1992-1993: MODULAR III

von 1993-1995: GENESIS Version UNI

Auf Details dieser vier Modelle soll nun im folgenden noch eingegangen werden.

MODULAR I

Herstellung und Vertrieb:

Smith + Nephew Richards Medizintechnik GmbH

Autor:

Marmor

Verankerung:

Femur- und Tibiakomponente zementiert

Implantationsart:

Inlaytechnik

Material:

Femurkomponente: Implantatestahl

(ASTMF 138)

Tibiakomponente: UHMWPE (ASTMF 648)

[6]

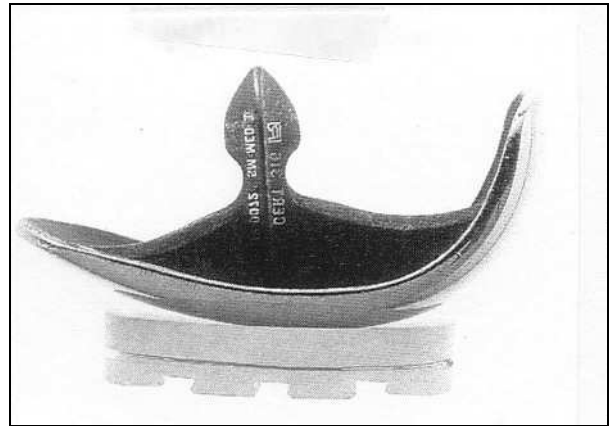


Abb. 5: Schlittenprothese Typ MODULAR I

MODULAR II

Herstellung und Vertrieb:

Smith + Nephew Richards Medizintechnik GmbH

Autor:

Blazina

Verankerung:

Femur- und Tibiakomponente zementiert

Implantationsart:

Inlaytechnik

Material:

Femurkomponente : CoCr

Tibiakomponente: UHMWPE auf Implantatestahl

[6]



Abb. 6: Schlittenprothese Typ MODULAR II

MODULAR III

Herstellung und Vertrieb:

Smith + Nephew Richards Medizintechnik GmbH

Autor:

Cartier

Verankerung:

Femur- und Tibiakomponente zementiert

Implantationsart:

Onlaytechnik

Material:

Femurkomponente: CoCr

Tibiakomponente: UHMWPE auf CoCr

[6]

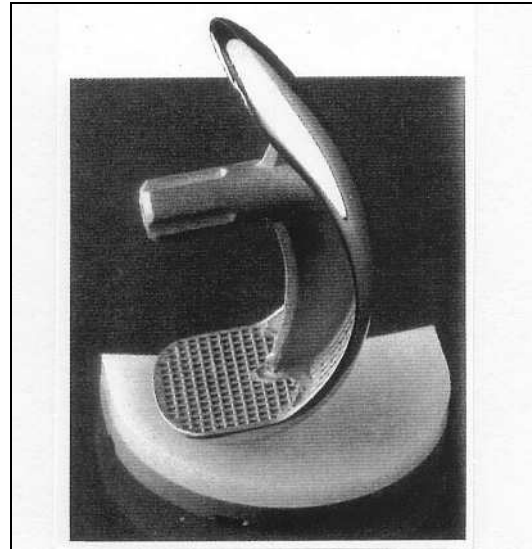


Abb. 7: Schlittenprothese Typ MODULAR III

GENESIS Version UNI

Hersteller:

Smith + Nephew Richards Inc.

Vertrieb:

Smith + Nephew Richards Medizintechnik GmbH

Autor:

Cartier

Verankerung:

Femur- und Tibiakomponente zementiert + Primärschraube

Implatationsart:

Onlaytechnik

Material:

Femurkomponente: CoCrMo

Tibiakomponente: UHMWPE auf TiAl6V4

[6]

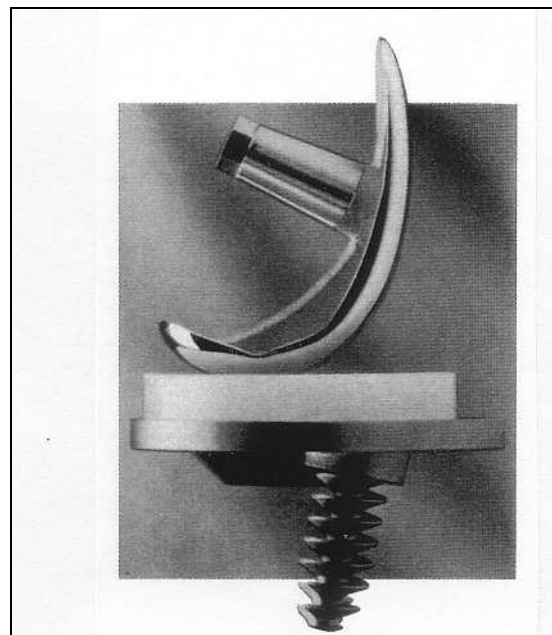


Abb. 8: Schlittenprothese Typ GENESIS-UNI

1.7 Operative Technik und Nachbehandlung

Vor Implantation einer unicondylären Schlittenprothese steht eine sorgfältige präoperative Planung, sowohl klinisch als auch am Röntgenbild.

Qualitativ gute Röntgenaufnahmen sind erforderlich, um eine exakte Vorstellung von möglichen knöchernen Defekten und einer eventuellen Fehlstellung zu erhalten.

Sinnvoll ist die Anfertigung folgender Aufnahmen:

- A/P Ganzbeinaufnahme bei voller Belastung, um die Abweichung der mechanischen von der anatomischen Achse geometrisch bestimmen zu können.
- 2 A/P Aufnahmen in gehaltener Varus- und Valgusstellung zur Ermittlung der verbliebenen Knorpeldicke.
- Eine seitliche Aufnahme unter Belastung in Extension zur Ermittlung der anterioren Tibiasubluxation [16]
- Eine Patella axial Aufnahme zur Beurteilung der retropatellaren Verhältnisse und Patellaführung

Der technische Aufwand bei der Implantation einer unicondylären Schlittenprothese ist abhängig von der Art des Instrumentariums und des Zugangs, in der Regel jedoch vergleichsweise gering. Die frühen Systeme waren zum Teil sehr spärlich instrumentiert, die Ausrichtung der Komponenten erfolgte meist frei Hand. Neuere modulare Systeme folgen größtenteils einer extramedullären Ausrichtung der Tibiakomponente. Zugang und Exposition des Kniegelenkes erfolgen konventionell (s.u.). Aktuellste Systeme ermöglichen eine minimal invasive Implantation über einen kurzen parapatellaren Hautschnitt und Kapselinzision ohne Patelladislokation mit dem Ziel, die Patientenmorbidity zu reduzieren und den postoperativen Heilungsprozess zu beschleunigen.

Das konventionelle operationstechnische Vorgehen soll im folgenden exemplarisch am Beispiel des Genesis-Uni Systems genauer dargestellt werden.

Das Kniegelenk wird durch einen mittig verlaufenden Hautschnitt ventralseitig auf einer Länge von ca. 20 cm eröffnet. Es erfolgt die Freipräparation des Knieinnenraumes, wobei nach Einkerbungen der Vastusmuskulatur die Patella zur Gegenseite luxiert wird. Das Knie wird nun maximal gebeugt. In dieser Position liegt jetzt eine gute Einsicht in das Kniegelenk vor, um das andere Gelenkkompartiment und die Rückfläche der Patella zu beurteilen.

Die Indikationsstellung zum unicondylären Gelenkflächenersatz sollte an dieser Stelle nochmals überprüft werden.

Unter Schonung des Bandapparates wird der zumeist zerschlissene Meniskus reseziert. Reste der zerstörten Knorpelfläche werden nun entfernt sowie intracondyläre, tibiale und femorale Osteophyten mit dem Luer abgetragen.

Präparation der Tibia: nach Markierung der tibialen Resektionsebene erfolgt die möglichst sparsame Resektion der Gelenkfläche unter Schonung der Eminentia intercondylaris mittels extramedullärer Tibiaschnittlehre mit der oszillierenden Säge, anschließend Durchführung des sagittalen Tibiaschnittes mit der Stichsäge exakt in der Sagittalebene entlang der Sagittalführung bis zur horizontalen Schnittebene. Der horizontale Tibiaschnitt sollte entsprechend der klassischen Resektionslehre senkrecht zur mechanischen Achse liegen und in Abhängigkeit der anatomischen Verhältnisse um 5-10° nach posterior abfallen. Der Winkel zwischen Horizontal- und Sagittalschnitt darf dabei nicht kleiner als 90° sein. Nun Einpassen des Tibiaprobeimplantates nach Ermittlung der Implantatgröße anhand der Tibiamesslehre.

Folgend die Zuwendung zum Femur: zur Festlegung der Position des Femurimplantates wird das Knie vollständig gestreckt und die anteriore Ausdehnung des Tibiaimplantates auf den Femur übertragen und hier markiert. In Beugestellung schließt sich die Femurgrößenbestimmung mit Hilfe der Femurgrößenschablone sowie das Fräsen der Femurkondyle an. Anschließend werden die posterioren Femurschnitte mit einer oszillierenden Säge durch die vorgegebenen Schlitzführungen des Femurschneideblocks durchgeführt. Es folgt das Einsetzen der Femurbohrschablone, welche bis zur Endpräparation des Femurs als Femurprobeprotthese fungiert.

Bei der sich anschließenden Probereposition werden Gleitfähigkeit, Achsenverhältnisse sowie Bandstabilitäten überprüft.

Bei nicht zufriedenstellender Position der Komponenten können sowohl Tibia- als auch Femurprobe ohne Knochenverlust in Ihrer Lage korrigiert werden. Befundangepasst erfolgt die Wahl des PE-Tibia-Onlays zwischen 8-15 mm.

Nach Entfernung aller Probeimplantate werden nun die Prothesenkomponenten in den ermittelten Größen einzementiert. Hervortretende Zementreste werden entfernt und an-

schließlich erfolgt das Aushärten des Zementes in Streckstellung. Ausgiebige Spülung des Gelenkes, Einlegen der Redondrainagen, Kapselnaht, Subcutannaht und schließlich der spannungsfreie Hautverschluss beenden die Implantation der unicondylären Schlittenprothese.

Nachbehandlung

Die postoperative physiotherapeutische Behandlung nach Implantation eines künstlichen Kniegelenkes dient der Wiederherstellung der Beweglichkeit sowie dem Aufbau einer stabilen Gebrauchsfähigkeit des Gelenkes. Es sind die gelenkübergreifenden Muskeln, insbesondere die Gelenkstrecker zu trainieren, um Schwächen nach langen Funktionsstörungen auszugleichen. Diese muskuläre Stabilisierung ist für Gleitflächenprothesen ohne starre Kopplung zwischen Femur- und Tibiateil besonders entscheidend.

Der zweite wichtige Pfeiler der Physiotherapie ist das Erzielen des bestmöglichen Bewegungsausmaßes, gemessen an den präoperativen Zuständen. Anzustreben ist ein Bewegungsausmaß zum Zeitpunkt der Entlassung von EXT/FLX 0/0/90 .

Die Nachbehandlung erfolgt unter frühfunktionellen Gesichtspunkten, d.h. der Patient sollte so früh wie möglich mobilisiert werden.

1. Tag post OP:

Atemgymnastik, Isometrie, Sitz an der Bettkante bzw. Stand vor dem Bett, aktives und passives Bewegen (eventuell mit Motorschiene).

2. Tag post OP:

Fortsetzung der Bewegungsübungen (zunehmend aktiv), Gangschule (bei Schmerzen noch unter Entlastung, ansonsten Vollbelastung, sofern kein Streckdefizit besteht).

Begleitend medikamentöse Thromboseprophylaxe durch Gabe eines unfractionierten Heparins 2 x täglich, respektive eines niedermolekularen Heparinpräparates 1 x täglich.

Die weitere Behandlung orientiert sich an den o.g. Aspekten und muss dem individuellen Befund entsprechend abgestimmt werden. Bei komplikationslosem Verlauf erfolgt die Entlassung um den 12. Tag post-OP.

Patienten, die über einen minimal-invasiven Zugang versorgt wurden, sind in der Regel nach ca. 5-7 Tagen entlassungsfähig.

Zur Optimierung des postoperativen Befundes werden weiterführende rehabilitative Maßnahmen empfohlen, ggf. in Form einer AHB.

1.8 Indikationsstellung

Der Erfolg einer Operation hängt in nicht unerheblichem Maße von einer fundierten Indikationsstellung ab.

Vor einem künstlichen Gelenkersatz sollte grundsätzlich überlegt werden, ob eine kausale Behandlung nicht auch durch eine gelenkerhaltende Maßnahme möglich ist. Sollte die konservative Therapie ausgereizt, und die Indikation zur Umstellungsosteotomie nicht gegeben sein, stellt sich nun die Frage der geeigneten Prothesenversorgung. Differentialindikationen für die unterschiedlichen Prothesentypen des Kniegelenkes werden zum Teil in der Literatur durchaus kontrovers diskutiert, über grundlegende Voraussetzungen besteht allerdings weitgehend Konsens.

Achsgeführte gekoppelte Endoprothesen werden vorwiegend bei schweren Gelenkzerstörungen und Deformierungen mit erheblichen knöchernen Substanzdefekten, bei Wechseloperationen und kniegelenksnahen Tumoren sowie bei ausgeprägten ligamentären Insuffizienzen und Achsabweichungen von mehr als 25° eingesetzt. Sie besitzen in der Regel eine Stielverankerung im Markraum von Femur und Tibia. Durch diese Verankerung und die Scharnierführung sind die Möglichkeiten einer individuellen Ausrichtung der Beinachse limitiert, sowie die Stabilität des Kniegelenkes vorgegeben [40, 67].

Achsfreie Oberflächenersatzimplantate erfordern eine stabile Seitenbandführung, ein intaktes hinteres Kreuzband, Achsfehlstellung bis max. 25° sowie kein ausgeprägtes Genu recurvatum [67].

Die Indikation zur Implantation einer **unicondylären Schlittenprothese** sollte folgende Voraussetzungen und Aspekte berücksichtigen:

- Lokalisation des Gelenkschadens ausschließlich im medialen oder lateralen Femorotibialkompartiment

Ursachen:

- angeborene oder erworbene Achsfehler
- Gelenkinkongruenzen
- unicondyläre aseptische Knochennekrose (Morbus Ahlbäck)
- Meniskusschäden oder Menisektomie

– Gonarthrose nach Osteochondrosis dissecans oder Tibiakopffraktur

- maximal 20° Streckdefizit
- weitgehend intakter Bandapparat, der allenfalls auf der Konkavseite der Achsfehlstellung gering gelockert sein darf; die Kreuzbänder sollten stabil sein
- Varus- oder Valgusfehlstellung unter 20°
- Bewegungsamplitude nicht unter 90°
- möglichst gut erhaltener kontralateraler tibiofemoraler Gelenkspalt (Arthrose nicht > II° nach Outerbridge); intakter Meniskus
- kein Schließen des kontralateralen Gelenkspaltes in den Stressaufnahmen
- keine zu stark fortgeschrittene femoropatellare Arthrose (max. II°)
- Alter > 55 Jahre
- keine zu ausgeprägte Adipositas
- der Aktivitätslevel sollte möglichst niedrig sein
- der präoperative Schmerz im Kniegelenk sollte in Ruhe nur gering sein, da ein Ruheschmerz ein Hinweis für eine generalisierte entzündliche Komponente der Arthrose sein kann, die durch eine Prothese nicht beeinflusst werden kann [154].

Patienten mit einer generalisierten entzündlichen Grunderkrankung wie Rheumatoider Arthritis mit aktiver Synovialitis stellen kein geeignetes Patientengut für einen unicondylären Gelenkflächenersatz dar.

Grundsätzlich umfasst der Indikationsbereich idiopathische Gonarthrosen, ausgewählte Gonitiden des rheumatischen Formenkreises ohne aktive Synovialitis, sekundäre Gonarthrosen nach Meniskektomie, unikondylärer Tibiakopffraktur, Osteochondrosis dissecans oder Achsfehlstellungen, weiterhin aseptische Femurcondylennekrosen und benigne Knochentumoren.

1.9 Kontraindikationen

Folgende Kontraindikationen für einen unikompartmentalen Gelenkflächenersatz sind zu berücksichtigen:

- bestehende oder vorausgegangene Gelenkinfektionen
 - ausgedehnte Weichteilschäden einschließlich kniegelenksnahe Paresen
 - hochgradige Osteoporose
 - hochgradige arterielle Zirkulationsstörungen
 - Gelenkdestruktionen bei Neuropathie, Hämophilie oder osteolytischen Tumoren
 - Systemerkrankungen in starker klinischer Ausprägung wie z.B. Lupus erythematodes
 - Rheumatoide Arthritis
 - Bikompartmentale Gelenkerkrankung
 - Achsfehlstellung $> 20^\circ$
 - Streckdefizit $> 20^\circ$
 - Beweglichkeit $< 100^\circ$
 - Fortgeschrittene Retropatellararthrose
 - Chondrocalcinose
 - Erhebliches Übergewicht
 - Rezidivierende Synovitiden
 - Ausgeprägte Gelenkinstabilität, Insuffizienz oder Fehlen der Kreuz- oder Kollateralbänder
- [69]

2 Spezieller Teil

2.1 Material und Methode

Ziel des künstlichen Gelenkersatzes ist es, schmerzhafte Funktionsstörungen zu beheben und diesen Zustand über möglichst lange Zeiträume aufrechtzuerhalten. Die Dauerhaftigkeit ist dabei neben der Funktionsverbesserung und Schmerzreduktion ein wesentlicher Maßstab für den Erfolg und für die Frage, ob Risiken und Aufwand des künstlichen Gelenkersatzes in einem vertretbaren Verhältnis zum Ergebnis stehen [48].

An der Orthopädischen Klinik am Ev. Fachkrankenhaus in Ratingen wurden von 1975 bis 1995 insgesamt 635 Patienten mit einem unicondylärem Gelenkflächenersatz endoprothetisch versorgt.

Die Intention der vorliegenden Studie lag in dem Bestreben, Daten bezüglich der o.g. Kriterien retrospektiv zu erfassen und in möglichst transparenter Form darzustellen.

Um diesen Ansprüchen gerecht zu werden, erfolgte die Dokumentation der Ergebnisse anhand des **Knee-Society-Scores** nach Insall et al., der als kritisch gilt und auf den im folgenden noch gesondert eingegangen wird.

Die Analyse der Prothesenstandzeit wurde in Form der kumulierten Überlebensraten nach der **Kaplan-Meier-Methode** (product-limit product) durchgeführt [43]. Die Überlebensrate wurde als der Zeitraum von der Prothesenimplantation bis zur Nachuntersuchung definiert. Patienten, die nicht zum Follow-up erschienen, wurden nicht in das Bewertungskollektiv aufgenommen. Zielkriterium war der Ersatz, Ausbau oder die Ergänzung von mindestens einer Prothesenkomponente.

Der verwendete Untersuchungsbogen orientierte sich an den Kriterien des **Knee-Society-Scores** und beinhaltete zusätzlich subjektive Fragestellungen. Zudem erfolgte eine radiologische Auswertung von Neigungsabweichungen des tibialen Plateaus in 2 Ebenen. Die Datenerfassung des präoperativen Befundes basierte auf der Auswertung der Krankenakte und Röntgenbilder.

Die Grundpfeiler dieser klinisch-radiologischen Nachuntersuchung waren somit:

- a.) klinische Untersuchung
- b.) radiologische Untersuchung
- c.) subjektive Befragung
- d.) Krankenakte

Vor allem der letzte Punkt offenbart allerdings auch die Schwächen einer retrospektiven Erhebung. Nachlässig geführte oder nicht mehr auffindbare Krankenakten bedingen eine zum Teil nur unzureichende Erhebung interessierender Einflussgrößen und somit teilweise eine insuffiziente Datenqualität [45].

2.2 Der Knee-Society-Score

Zur standardisierten Erfassung der prä- und postoperativen Befunde sowie zur Veranschaulichung und Vergleichbarkeit von Untersuchungsergebnissen wurde einer der gängigsten klinischen Nachuntersuchungsscores im Bereich der Kniegelenksendoprothetik eingesetzt: der **Knee-Society-Score** nach Insall et al [58].

Dieser Score besteht aus zwei Teilen: einem **Kniescore** und einem **Funktionsscore**.

Der **Kniescore** umfasst folgende Parameter:

- Schmerz
- Bewegungsausmaß
- Stabilität

Für die Parameter Beugekontraktur / Streckdefizit und Achsfehlstellung werden Abzüge vorgenommen.

Der **Funktionsscore** umfasst die Parameter

- Gehleistung
- Treppensteigen

Letzteres stellt einen Maßstab für den retropatellaren Beschwerdekomples dar. Abzüge im Bereich Funktion gibt es für Gehhilfengebrauch. Es können pro Teil 100 Punkte erreicht werden, also maximal 200 Punkte, wobei kein offizieller Bewertungsmaßstab angegeben wird.

Die Kriteriengewichtung in % von 200 Punkten sieht wie folgt aus:

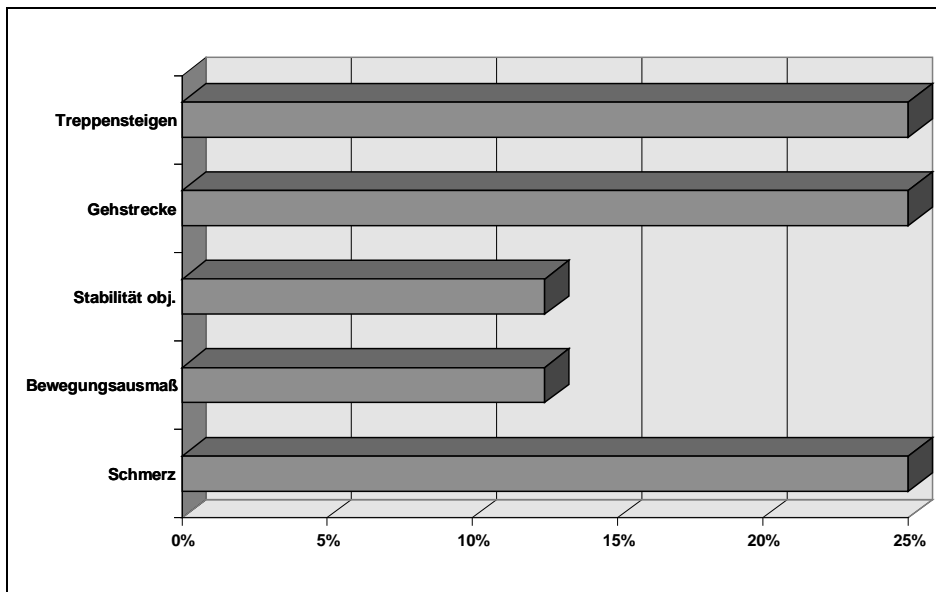


Abb. 9: Kriteriengewichtung im Knee-Society-Score [58]

Eine Übersicht über die Abstufungen und Punkteverteilungen bezüglich der einzelnen Kriterien des **Knee-Society-Scores** gibt die folgende tabellarische Aufstellung:

Knee Score				Function Score				
Pain	None		50	Walking	Unlimited	50		
	Mild or occasional		45		>10 blocks	40		
	Stairs only		20		5-10 blocchs	30		
	Walking&stairs		40		<5 blocks	20		
	Moderate: Occasional		20		Housebound	10		
	Continual		10		Unable	0		
	Severe		0					
Range of Motion	(5°=1 point) max.25 points for 125°		25	Stairs	Normal up and down	50		
					Normal up;down with rail	40		
					Up and down with rail	30		
					Up with rail:unable down	15		
				Unable	0			
Stability	Antero- Posterior	<5mm	10					
		5-10mm	5					
		>10mm	0					
	Mediolateral	<5°	15					
		6°-9°	10					
		10°-14°	5					
		>15°	0					
Subtotal	(max.100 points)			Subtotal	(max.100 points)			
Deductions (minus)	Flexion	5°-10°	2	Deductions (minus)	Cane	5		
		10°-15°	5		Two canes	10		
		16°-20°	10		Crutches or walker	20		
		>20°	15					
	Extension	<10°	5					
		10°-20°	10					
		>20°	15					
	Lag	5°-10°	0					
		0°-4°	3/°					
		11°-15°	3/°					
		>15°	20					
	Total deductions					Total deductions		
	Total: Knee Score					Total: Function Score		

Abb. 10: Der Knee Society-Score

2.3 Patientengut

In dem Zeitraum von **1975 bis 1995** wurden insgesamt **635** Patienten mit einer unicondylären Schlittenprothese versorgt.

298 Patienten konnten schließlich nachuntersucht werden, was einem Prozentsatz von **47,0 %** entspricht.

Dieser Prozentsatz ergibt sich zum einen aufgrund des langen Beobachtungszeitraumes, zum anderen dürfte die individuelle Motivationslage der Patienten ein Kriterium gewesen sein, sich an einer retrospektiven Studie zu beteiligen. Patienten, die mit ihrer Prothese überaus zufrieden sind, sehen nicht unbedingt die Notwendigkeit, sich einer klinischen Nachuntersuchung zu unterziehen. Auf der anderen Seite sind unzufriedene Patienten mit schlechten Ergebnissen oft nicht gewillt, sich diese nochmals bestätigen zu lassen.

287 Patienten konnten persönlich klinisch-radiologisch nachuntersucht werden, bei **11** Patienten erfolgte eine telefonische bzw. schriftliche Evaluierung, in **4** Fällen mit Unterstützung des betreuenden Hausarztes bzw. Orthopäden.

89 (14 %) Patienten sind aus nicht weiter zu ermittelnden Gründen der Nachuntersuchung ferngeblieben, **115 (18 %)** Patienten sind unbekannt verzogen und **133 (21 %)** Patienten sind zwischenzeitlich verstorben.

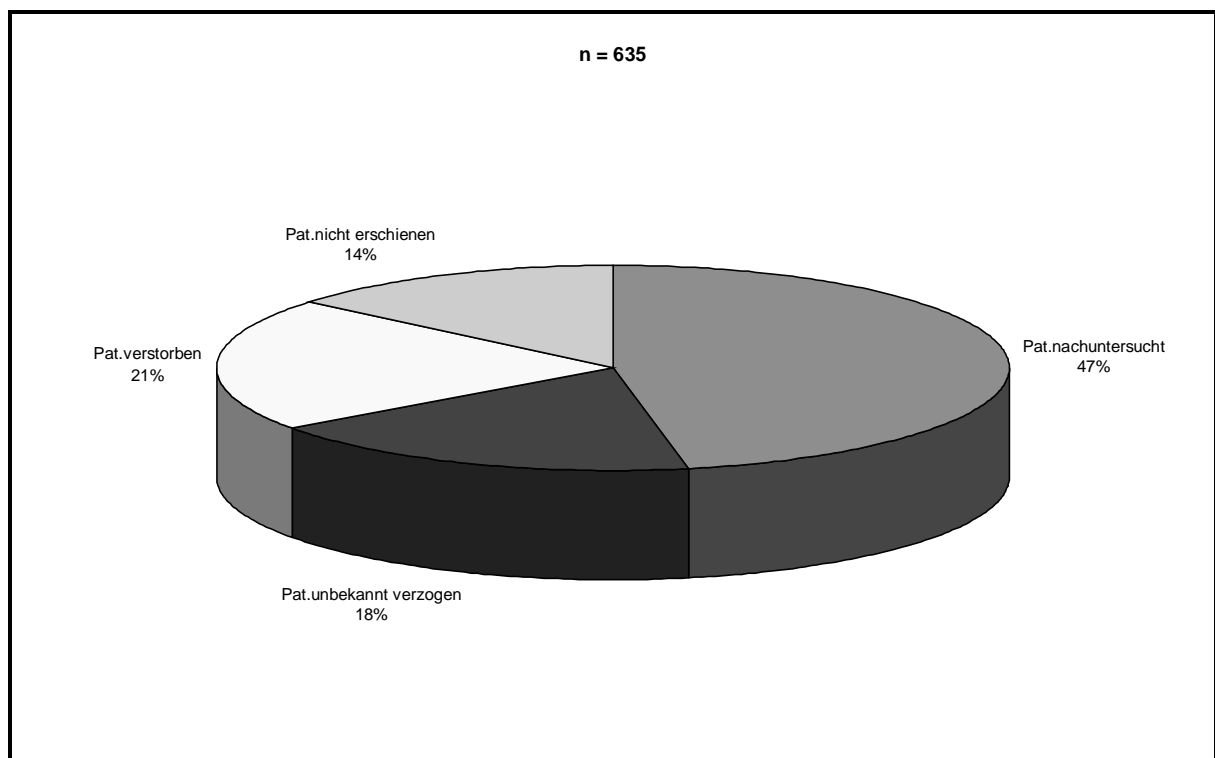


Abb. 11: Patientengut

Die **Geschlechtsverteilung** stellt sich folgendermaßen dar:

226 (76,6 %) weibliche Patienten

72 (24,4 %) männliche Patienten

Von den 298 Patienten wiesen 38 eine Versorgung mit einer unicondylären Schlittenprothese am linken und rechten Knie auf. Eine Doppelversorgung des rechten und linken Gelenkkompartmentes fand sich bei 5 Patienten. Somit ergibt sich eine Gesamtzahl der implantierten Prothesen von **341**.

Da eine subjektive Differenzierung der 5 Patienten mit Doppelschlittenversorgung bezüglich der Ergebnisse des isoliert betrachteten rechten bzw. linken Gelenkabschnittes kaum möglich ist, wurde die Bewertung des jeweiligen Knies als Ganzes vorgenommen. Abzüglich der nicht mehr in situ verbliebenen Prothesen bzw. Revisionen ergibt sich zur Scoreberechnung somit eine Prothesenzahl von **308**.

Von den **341** implantierten Prothesen entfielen **322 (94 %)** der „physiologischen Varusbelastung“ (s.o.) entsprechend auf das mediale Kompartiment, **19 (6 %)** auf den lateralen Gelenkabschnitt.

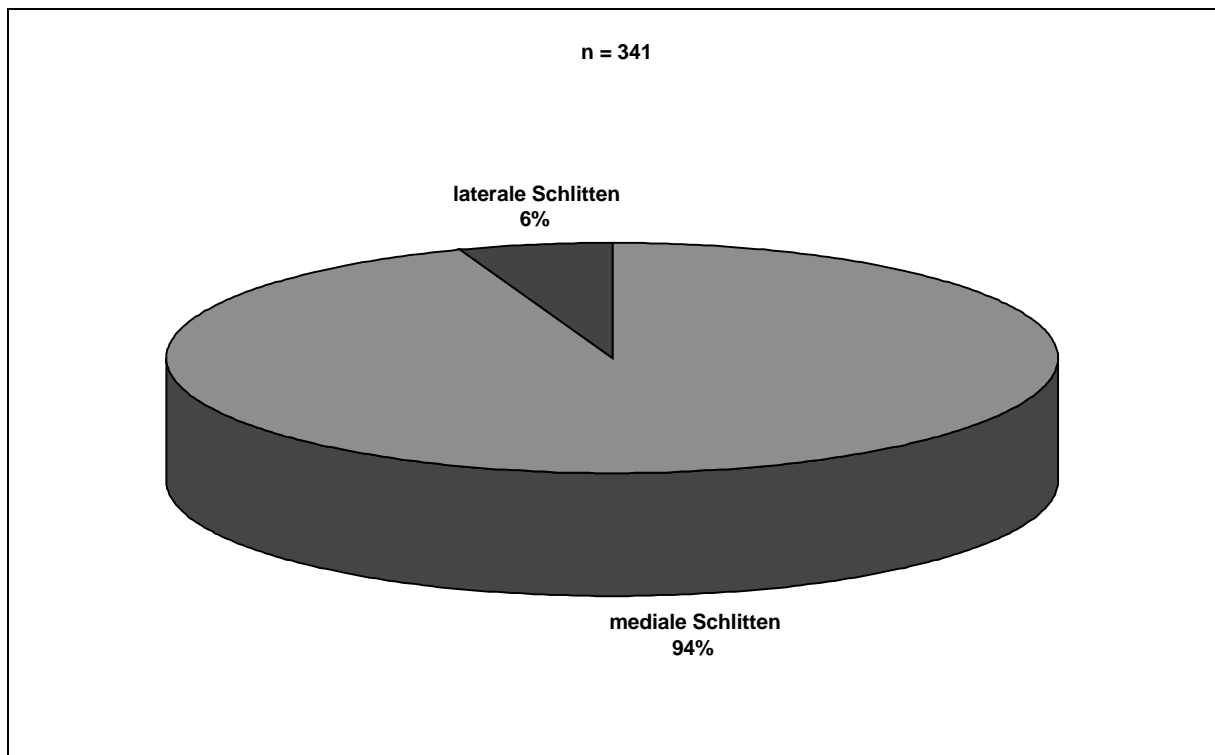


Abb. 12: Verteilung med. / lat. Schlittenprothesen

Das Durchschnittsalter zum **Zeitpunkt der Implantation** betrug **65,4 Jahre**.

Der jüngste Patient war 25 Jahre alt.

Der älteste Patient war 86 Jahre alt

Das Durchschnittsalter zum **Zeitpunkt der Nachuntersuchung** betrug **76,8 Jahre**.

Jüngster Patient: 32 Jahre

Ältester Patient: 93 Jahre

Die durchschnittliche **Prothesenstandzeit** betrug zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung **5,6 Jahre**.

Standzeit min.: 1,5 Jahre

Standzeit max.: 19 Jahre 2 Monate

Das **Körpergewicht zum Zeitpunkt der Operation** lag bei 78 Patienten im Normbereich, 123 Pat. wiesen ein Übergewicht von mindestens 20 % auf, 72 Pat. von mindestens 30 %, und 25 Pat. waren massiv adipös mit einem Übergewicht von mind. 40 % (n. Broca-Index).

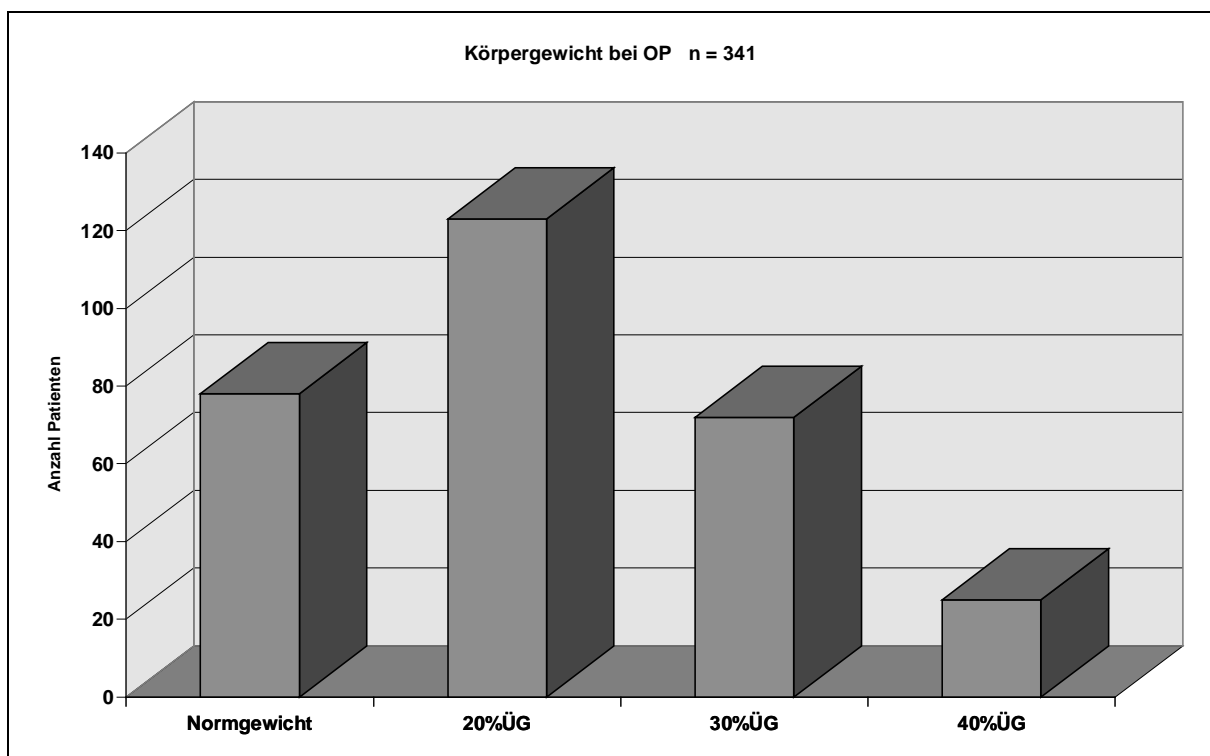


Abb. 13: Körpergewicht zum Zeitpunkt der Operation

An **Vorerkrankungen** / **Voroperationen** im Bereich des zu operierenden Gelenkes traten auf:

- Menisektomie med.: 32
- Menisektomie lat.: 12
- Umstellungsosteotomie: 3
- Gelenktoilette: 38
- Trauma: 8
- Patellafraktur: 1

Folgende relevante **Begleiterkrankungen** konnten beobachtet werden:

- Chronische Polyarthrit: 11
- Gonarthrose der Gegenseite: 92
- Knieprothese der Gegenseite: 42

2.4 Ergebnisse

Im folgenden werden nun die Ergebnisse der wichtigsten Parameter des **Knee-Society-Scores** im Detail dargestellt.

2.4.1 Schmerz

Präoperativ gaben 271 Patienten (87 %) stärkste Schmerzen, 37 Patienten (13 %) kontinuierlich mäßig starke Schmerzen an.

Postoperativ hatten 204 Patienten (66 %) keine Schmerzen mehr, 87 (28 %) nur noch gelegentlich, 10 Patienten (3,6 %) beim Stiegensteigen, 3 Patienten (1,2 %) beim Gehen und Stiegensteigen, 1 Patient (0,3 %) hatte gelegentlich mäßig starke Schmerzen, 2 Patienten (0,6 %) gaben kontinuierlich mäßig starke Schmerzen an, während 1 Patient (0,3 %) stärkste Schmerzen zu beklagen hatte.

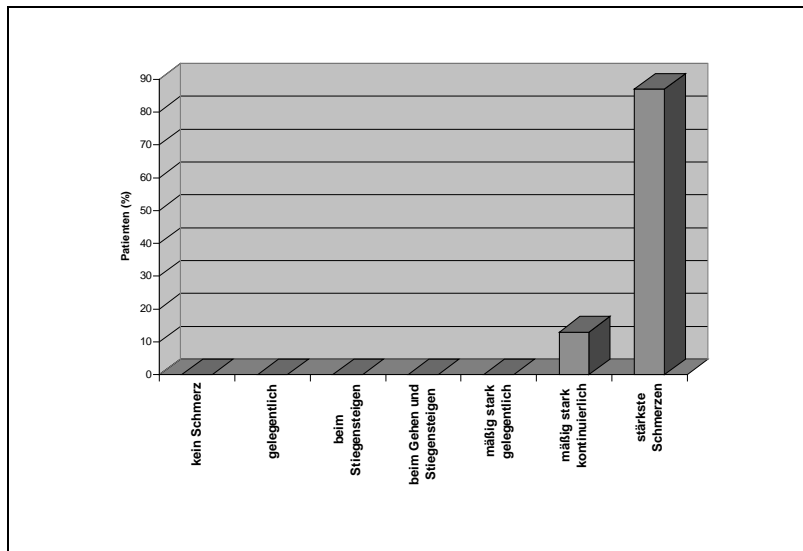


Abb. 14:

Schmerzsymptomatik präoperativ

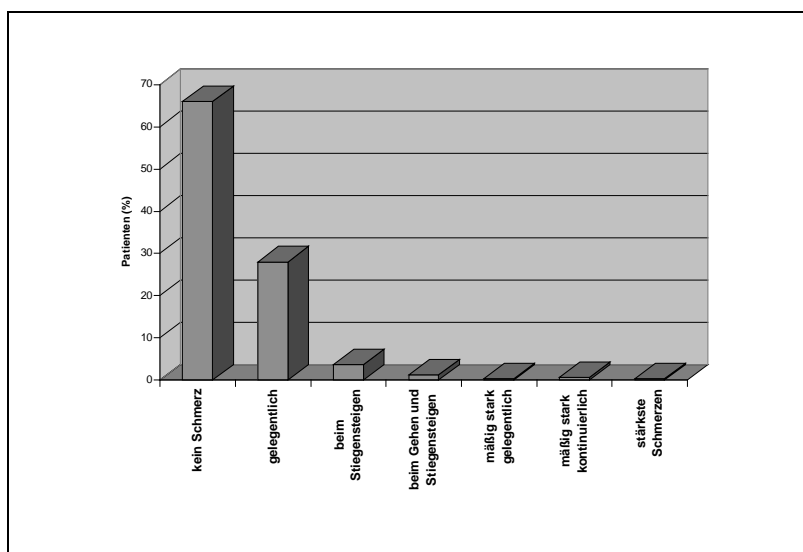


Abb. 15:

Schmerzsymptomatik postoperativ

2.4.2. Bewegungsausmaß

Das Bewegungsausmaß konnte von durchschnittlich **90°** präoperativ auf durchschnittlich **105°** postoperativ gesteigert werden.

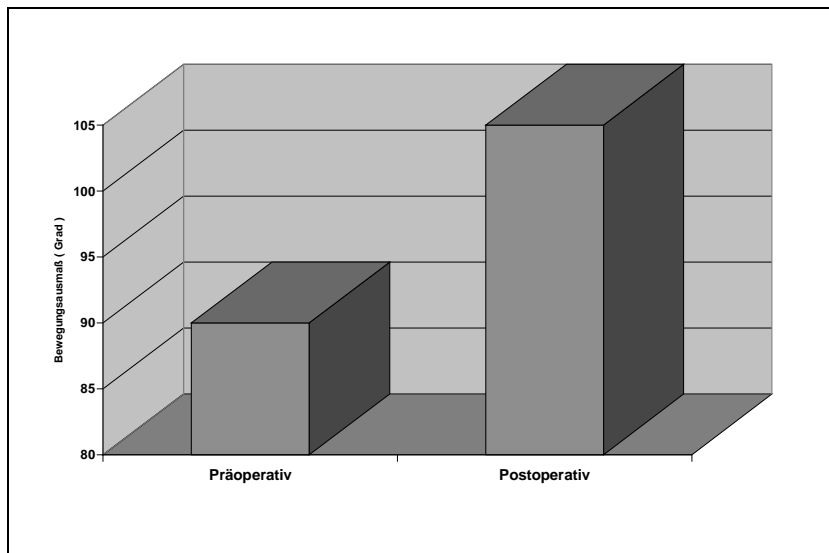


Abb. 16: Bewegungsausmaß präoperativ / postoperativ

2.4.3. Stabilität

Diesen Parameter betreffend ergaben sich hinsichtlich der Datenerhebung aufgrund zum Teil lückenhafter präoperativer Dokumentation Schwierigkeiten einer exakten Erfassung, so dass die folgenden Werte als Näherungswerte aufzufassen sind.

Präoperativ ergaben sich folgende Werte: eine anteroposteriore Instabilität < 5 mm wiesen ca. 184 (60 %) Patienten auf, eine Instabilität von 5-10 mm ca. 118 (38 %) Patienten, bei ca. 6 (2 %) Patienten lag die Instabilität > 10 mm.

Mediolaterale Instabilität < 5° zeigte sich bei ca. 171 (55 %) Patienten, ca. 136 (44 %) Patienten wiesen einen Wert zwischen 6-9° auf, 1 (< 1 %) Patient lag zwischen 10-14°.

Postoperativ bot sich folgendes Bild: anteroposteriore Instabilität < 5 mm bei 185 (59 %) Patienten, 5-10 mm Instabilität bei 123 (40 %) Patienten, Instabilität > 10 mm bei 3 (1 %) Patienten.

Mediolaterale postoperative Instabilität < 5° bei 185 (59 %) Patienten, 6-9° bei 122 (39 %) Patienten, 10-14° bei 6 (2 %) Patienten.

2.4.4. Gehleistung

Präoperativ konnte kein Patient eine unbegrenzte Gehstrecke zurücklegen, 23 Patienten (7,4 %) bewältigten noch mehr als 1000 m, 45 Patienten (15,2 %) schafften nur noch eine Gehstrecke zwischen 500-1000 m, 140 Patienten (45,5 %) lagen unter 500 m, 92 Patienten (29,4 %) konnten sich nur noch im Hause bewegen, während 7 Patienten (2,5 %) überhaupt keine Gehleistung mehr aufzuweisen hatten.

Postoperativ bot sich folgendes Bild: 51 Patienten (17,5 %) konnten nun eine unbegrenzte Gehstrecke bewältigen, 178 Patienten (57,1 %) waren in der Lage, mehr als 1000 m zurückzulegen, 70 Patienten (22,3 %) wiesen eine Gehstrecke von 500-1000 m auf, 6 Patienten (2,2 %) eine Gehstrecke von weniger als 500 m, 2 Patienten (0,6 %) konnten sich auch nach der Operation nur im Hause bewegen, 1 Patient (0,3 %) war unfähig, eine Gehleistung zu erbringen.

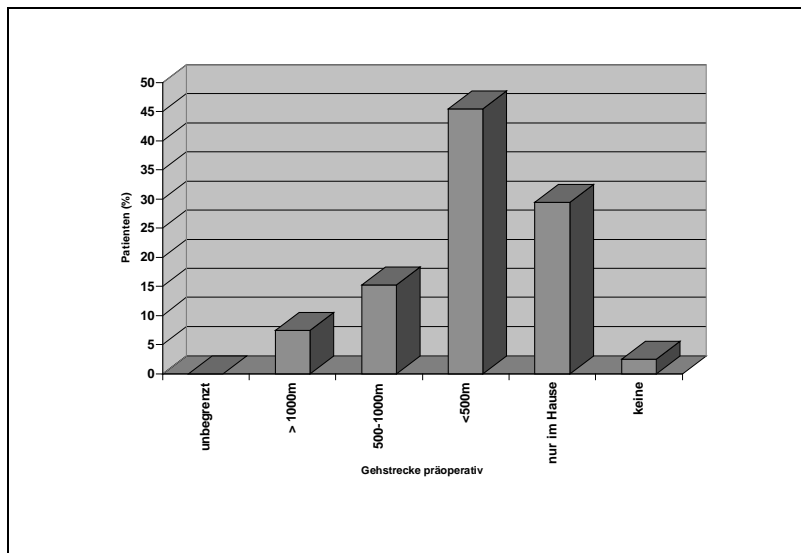


Abb. 17:
Gehstrecke präoperativ

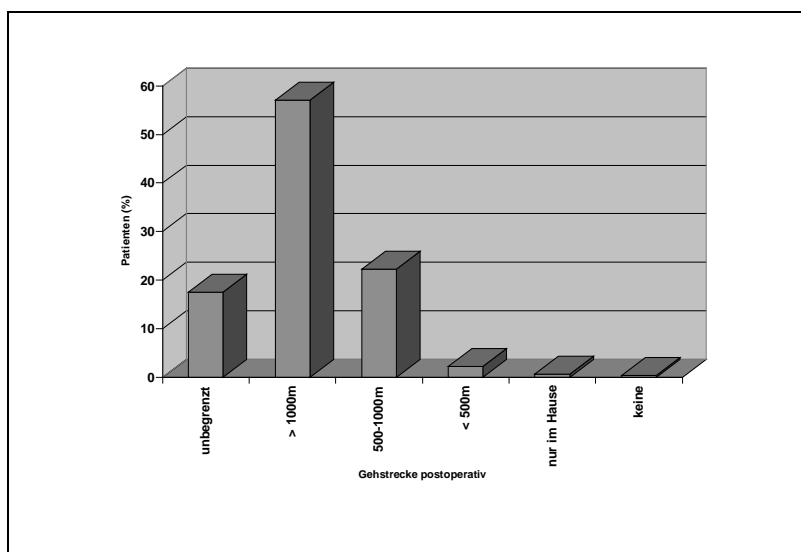


Abb. 18:
Gehstrecke postoperativ

2.4.5. Treppen steigen

Präoperativ sah sich kein Patient in der Lage, das Treppensteigen beschwerdefrei, oder zumindest das Hinuntersteigen mit Geländer schmerzfrei zu meistern.

210 Patienten (67 %) konnten die Treppe sowohl auf- als auch abwärts nur mit Geländer bewältigen. Für 91 Patienten (26,8 %) war das Abwärtssteigen bereits unmöglich, während schließlich für 17 Patienten (6,2 %) das Treppensteigen überhaupt nicht mehr zu bewerkstelligen war.

Postoperativ bewältigten 49 Patienten (16 %) die Treppe beschwerdefrei, 54 Patienten (18,5 %) konnten die Treppe hinunter mit Geländer schmerzfrei begehen, 189 Patienten (60,4 %) mussten auf- und abwärts ein Geländer zur Hilfe nehmen, für 12 Patienten (3,85 %) war Abwärtssteigen unmöglich, 4 Patienten (1,25 %) konnten auch postoperativ die Treppe nicht bewältigen.

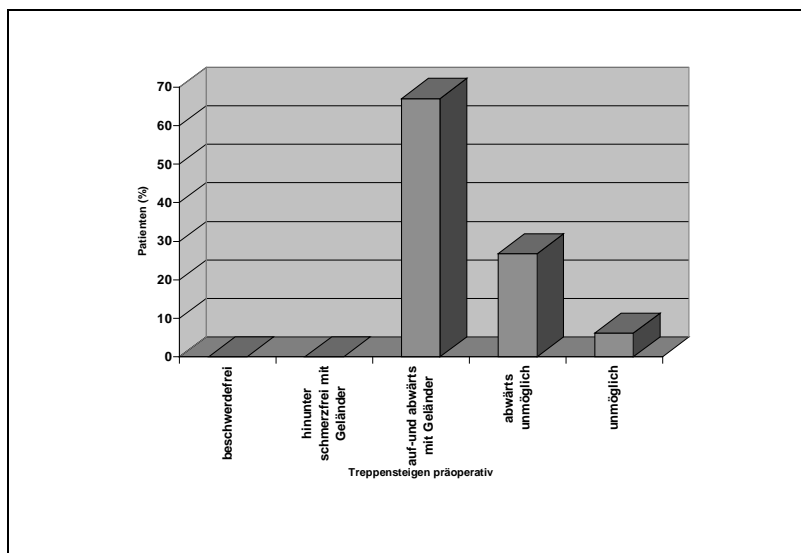


Abb. 19:
Treppensteigen präoperativ

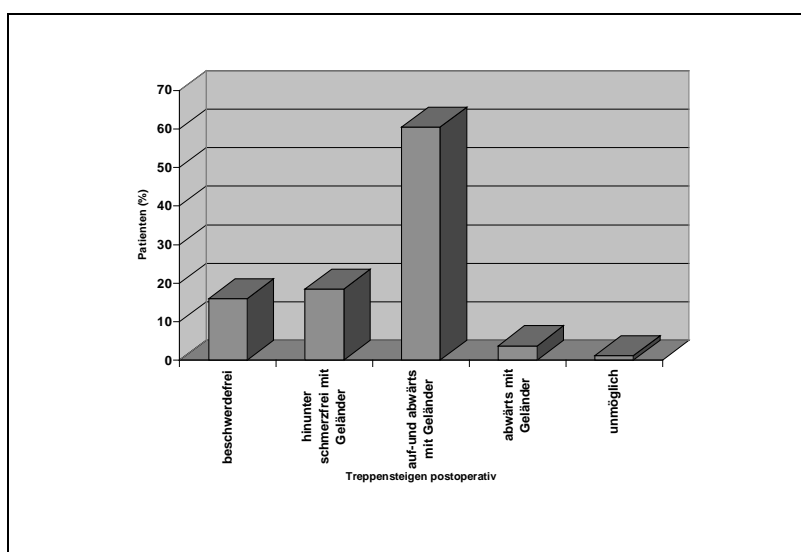


Abb. 20:
Treppensteigen postoperativ

2.4.6. Gehhilfengebrauch

Präoperativ kamen 224 Patienten (72,3 %) ohne Gehhilfen aus, 77 Patienten (25,6 %) benötigten einen Gehstock, 5 Patienten (1,48 %) griffen auf eine UA-Gehstütze zurück, 2 Patienten (0,59 %) benötigen zwei Gehstützen. Gehgestelle und Rollstühle kamen präoperativ nicht zur Anwendung.

Postoperativ kamen 247 Patienten (78 %) ohne zusätzliche Gehhilfen aus, 50 Patienten (18,75 %) mussten auf einen Gehstock zurückgreifen, 4 Patienten (1,19 %) benötigten eine UA-Gehstütze, ebenfalls 4 Patienten derer zwei, 2 Patienten (0,59 %) waren auf ein Gehgestell angewiesen, 1 Patient (0,29 %) auf einen Rollstuhl.

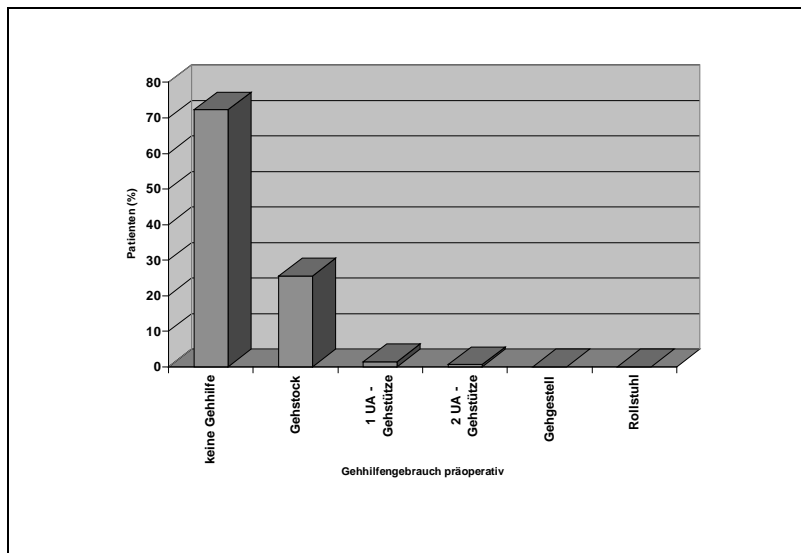


Abb. 21:
Gehhilfengebrauch präoperativ

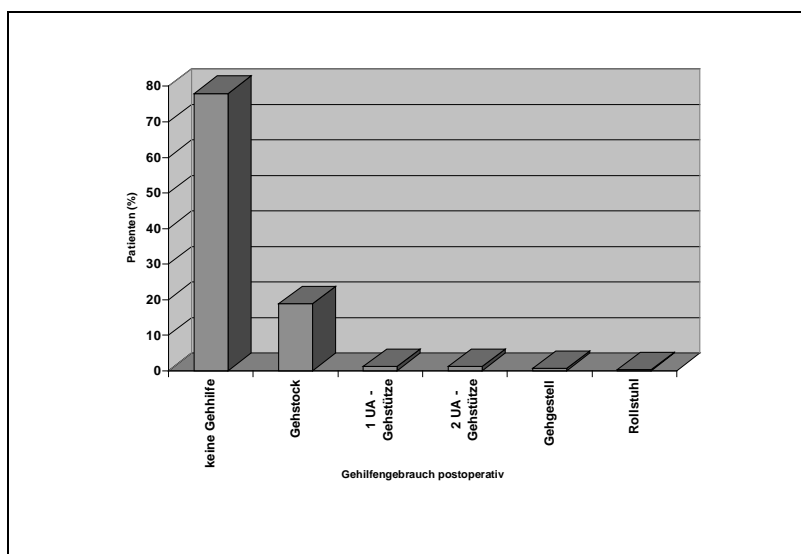


Abb. 22:
Gehhilfengebrauch postoperativ

2.4.7. Beugekontraktur / Streckdefizit

Eine saubere Differenzierung zwischen aktivem Streckdefizit und Beugekontrakturen sonstiger Natur gestaltete sich aufgrund der zum Teil unpräzisen präoperativen Datenlage als schwierig, so dass die präoperative Erhebung, größtenteils basierend auf der Neutral-Null-Messmethode, Näherungswertcharakter aufweist.

Präoperatives Streckdefizit $< 10^\circ$ bei 178 (58 %) Pat., $10-20^\circ$ bei 111 (36 %) Pat., $> 20^\circ$ Streckdefizit fand sich bei 19 (6 %) Pat.

Postoperativ wiesen 235 (75 %) Pat. ein Streckdefizit $< 10^\circ$ auf, 73 (25 %) Pat. ein Defizit von $10-20^\circ$, 2 (< 1 %) Pat. lagen über 20° .

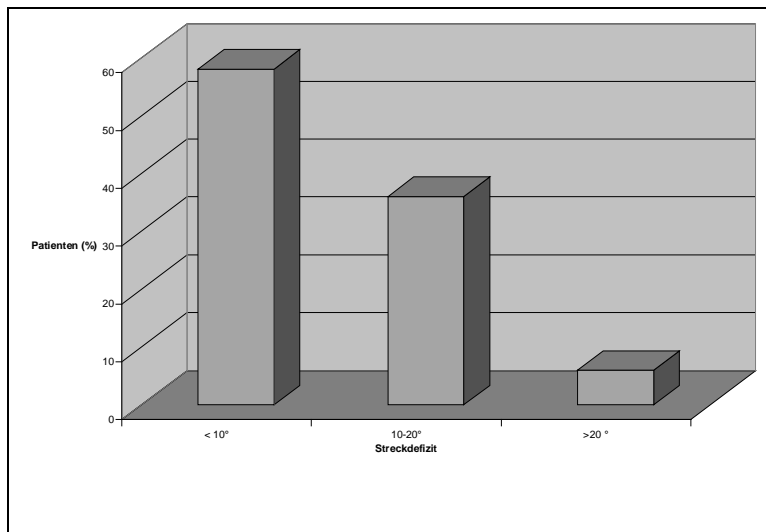


Abb. 23:
Streckdefizit präoperativ

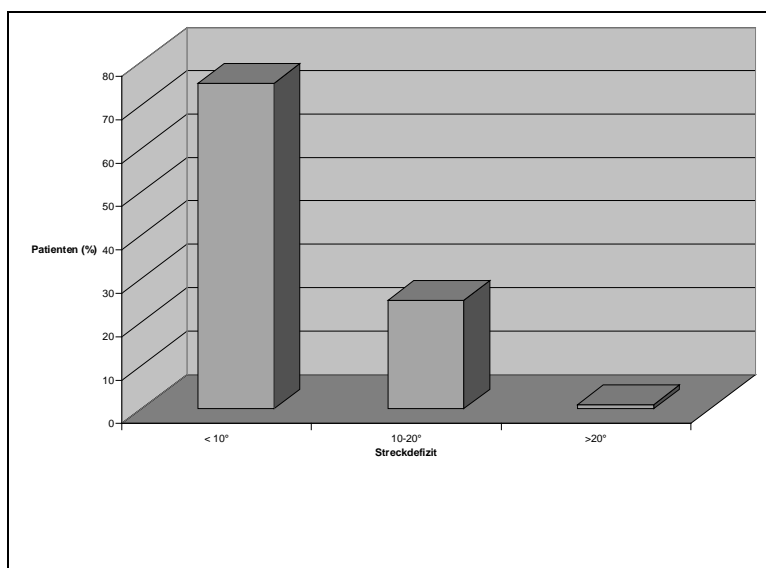


Abb.24:
Streckdefizit postoperativ

2.4.8. Achsstellung

Präoperativ wiesen 30 Patienten (10,4 %) einen **varischen** Tibiafemoral-Winkel von 0-4° auf, 166 Patienten (54,1 %) lagen zwischen 5-10°, bei 95 Patienten (32,1 %) wurden > 10° gemessen. Ein **valgischer** Tibiafemoralwinkel von 0-4° fand sich bei 5 Patienten (1,8 %), 10 Patienten (3,6 %) wiesen eine valgische Achsabweichung von 5-10° auf, 2 Patienten (0,9 %) eine Abweichung von > 10°.

Postoperativ bot sich bei einer Patientin (0,3 %) das Bild einer **Varusdeformität** von > 10°, 20 Patienten (7,2 %) wiesen eine Abweichung von 5-10° auf, bei 32 Patienten (11,3 %) fand sich ein varischer Tibiafemoral-Winkel von 0-4°.

Ein **valgischer** Winkel von 0-4° war das Nachuntersuchungsergebnis bei 210 Patienten (65,8 %), eine Valgusstellung von 5-10° zeigte sich bei 50 Patienten (17,2 %).

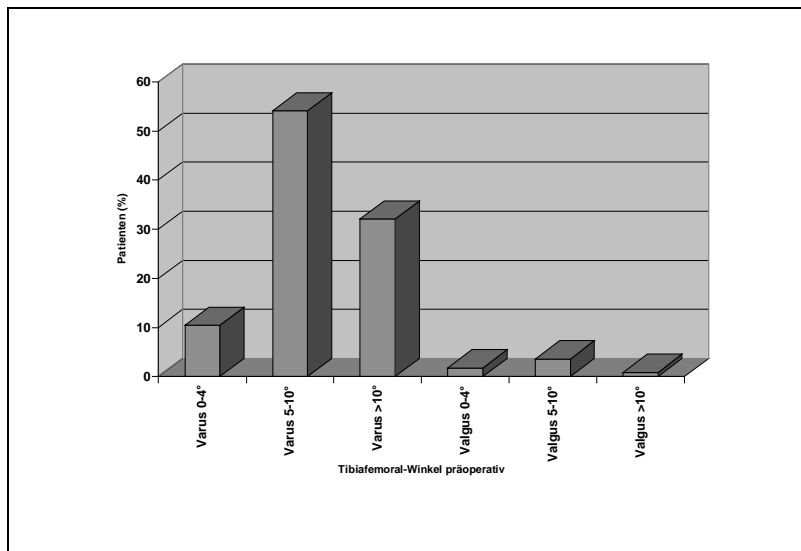


Abb. 25:

Tibiafemoral-Winkel präoperativ

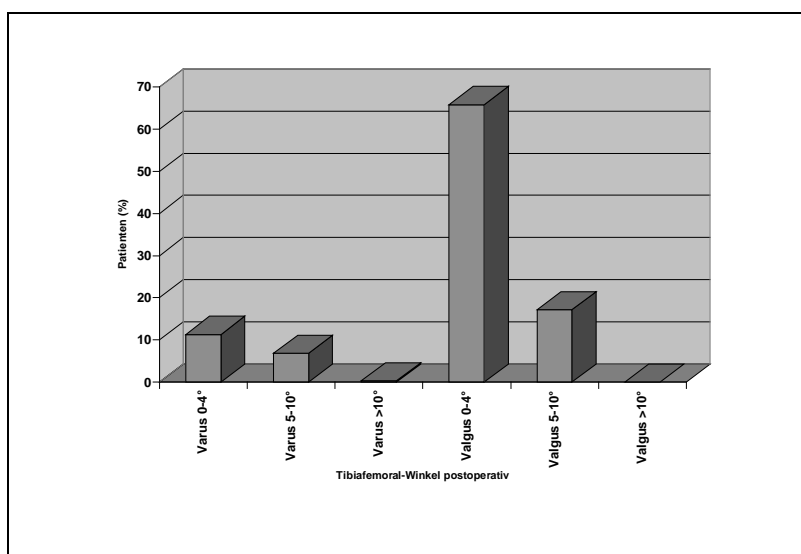


Abb. 26:

Tibiafemoral-Winkel postoperativ

Sämtliche im Vorfeld detailliert dargestellte prä- und postoperative Daten sowie Stabilitätsmerkmale und Ergebnisse bezüglich der Parameter Flexionskontraktur bzw. aktives Streckdefizit werden nun gemäß der Vorgaben des **Knee-Society-Scores** in Punktwerte umgesetzt. Die tabellarische Darstellung der ermittelten Punktwerte ermöglicht einen raschen prä- und postoperativen Vergleich:

	Präoperativ	Postoperativ
Schmerzen	1,34	47,5
Bewegungsausmaß	18	21
Stabilität	22,2	24,6
Zwischensumme	42,44	93,1
Abzüge	- 18	- 4,2
Punktzahl	24,44	88,9
Gehleistung	19,6	38,8
Stiegensteigen	24,1	34,1
Abzüge	-10,47	- 1,41
Gesamt	57,67	160,39

Abb.27: Ergebnisse gemäß **Knee-Society-Score**

Präoperativ ergab sich somit ein **Gesamtscore** von **57,67** Pkt., postoperativ von **160,39** Pkt.. Speziell der **Kniescore** ließ sich von **24,44** Pkt. präoperativ auf **88,90** Pkt. postoperativ steigern.

Der **Funktionsscore** stellt sich wie folgt dar: präoperativ **33,23** Pkt. / postoperativ **71,49** Pkt.

2.5. Subjektive Beurteilung des Operationsresultates durch den Patienten

Neben der objektiven klinischen und röntgenologischen Befunderhebung werden die Patienten zusätzlich einer subjektiven Befragung bezüglich des Operationserfolges unterzogen.

Die Patienten geben eine Bewertung analog dem Schulnotensystem ab.

Ein **sehr gutes Ergebnis** testierten 157 Patienten (46,7 %), 148 Patienten (44 %) bezeichneten das Resultat als **gut**, 18 Patienten (5,36 %) gaben die Note **befriedigend**, 3 Patienten (0,9 %) stuften das Ergebnis als **ausreichend** ein, während schließlich 10 Patienten (2,98 %) mit dem Operationsresultat in keiner Weise zufrieden waren und eine **mangelhafte** Bewertung abgaben (Abb. 28).

Erwähnenswert ist in diesem Zusammenhang die Tatsache, dass selbst Patienten, die sich einer Wechseloperation unterziehen mussten, teilweise ein gutes oder zumindest befriedigendes Urteil fällten. Der Grund hierfür liegt in der Realisation eines Eigenverschuldens des notwendig gewordenen Prothesenwechsels (Traumata, Übergewicht, zu hoher Aktivitätslevel).

Die subjektive Beurteilung im Überblick:

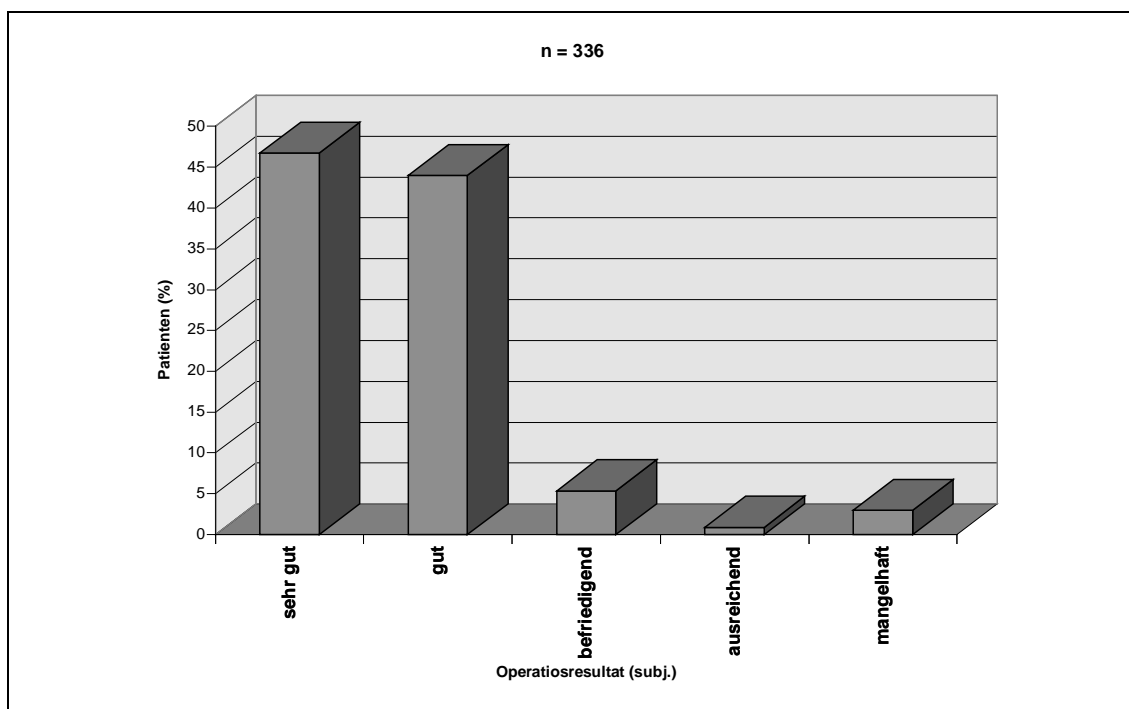


Abb. 28: Operationsresultat (subj.)

Ein besonderes Interesse galt der subjektiven Beurteilung der Patienten mit einer **Prothesenstandzeit** von mindestens **12 Jahren**. Dieses spezielle Patientenkollektiv umfasste 45 Patienten (m = 9 / w = 36) mit insgesamt 50 implantierten Prothesen (medial = 45 / lateral = 5).

44 % der Patienten bezeichneten ihr Operationsresultat als **sehr gut**, **48 %** als **gut**, **2 %** als **befriedigend**, kein Patient vergab die Note **ausreichend**, **2 %** hingegen die Note **mangelhaft**.

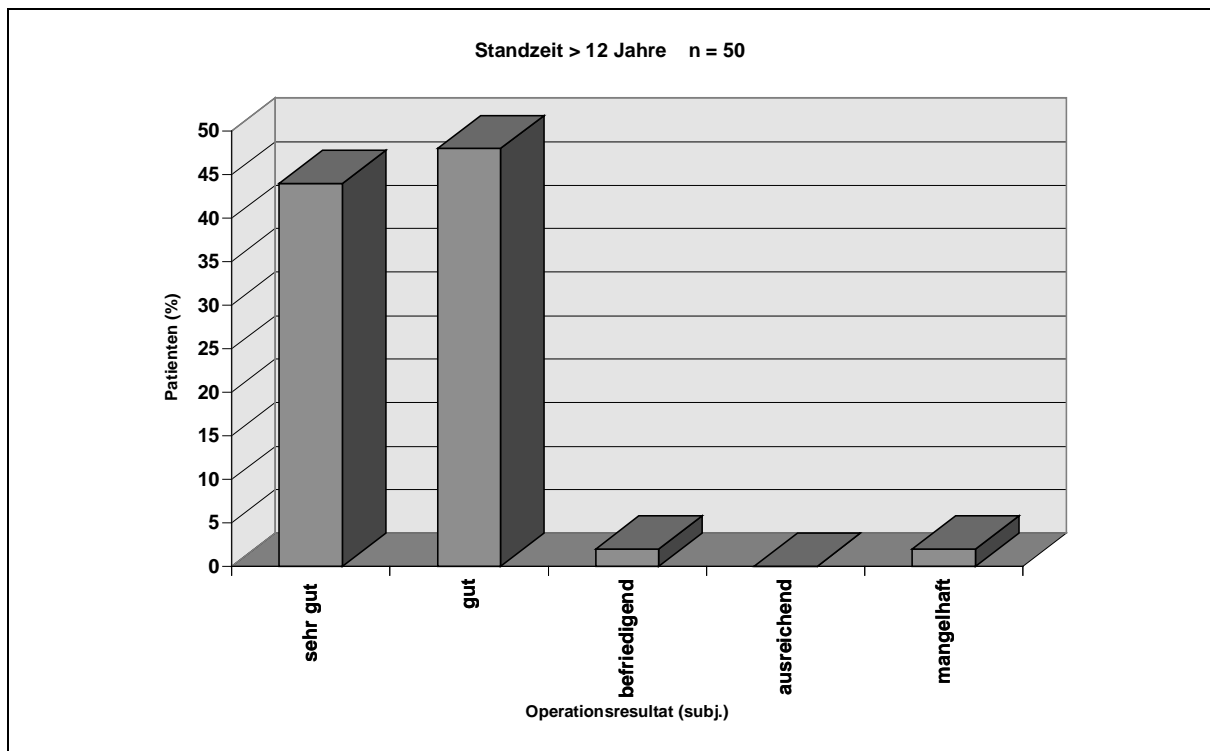


Abb. 29: Operationsresultat (subj.) der Patienten mit einer Standzeit > 12 Jahre

Des Weiteren wurden die Patienten befragt, ob sie sich unter gegebenen Umständen nochmals einem endoprothetischen Eingriff dieser Art unterziehen würden.

Nur **2,1 %** beantworteten diese Frage mit **NEIN**, während **97,9 %** der Patienten mit **JA** antworteten.

Bemerkenswert ist auch hier wieder der Fakt, dass ein nicht unerheblicher Teil der Patienten, die mit ihrem Operationsresultat nicht zufrieden waren, sich dennoch einer erneuten Operation unterziehen würden.

2.6. Retropatellarsymptomatik und gegenläufiges Kompartiment

Von entscheidender Bedeutung in der Indikationsstellung und letztendlich auch für den Erfolg oder Misserfolg einer unicondylären Schlittenprothese ist die retropatellare Situation sowie das Ausmaß arthrotischer Veränderungen des kontralateralen Kompartiments.

Die retropatellare Situation wurde anhand klinischer Aspekte (Patellaanpress, -druck, -verschiebeschmerz, Zohlen-Zeichen, retropatellare Krepitation) ermittelt. Das gegenläufige Kompartiment wurde ebenfalls durch klinische Überprüfung sowie durch radiologische Veränderungen der Gelenkspaltbreite überprüft. Eine differenzierte Stadieneinteilung des Knorpelschadens ist ohne arthroskopische respektive histologische Untersuchung allerdings kaum möglich.

Präoperativ boten 11 Patienten eine retropatellare Beschwerdesymptomatik.

Postoperativ gaben 42 Patienten retropatellare Beschwerden an.

Diese retropatellaren Beschwerden boten in ihrer Ausprägung zum Untersuchungszeitpunkt keine Revisionsindikation.

Eine Verschmälerung des kontralateralen Gelenkspaltes zeigte sich postoperativ bei 132 Patienten, keine oder allenfalls geringfügige Veränderungen bei 149 Patienten, eine Verbreiterung bei 17 Patienten. Auch hier zeigte sich bei den Patienten mit Reduktion des kontralateralen Gelenkspaltes zum Nachuntersuchungszeitpunkt keine klinische Korrelation im Sinne einer Revisionsbedürftigkeit. Weiterführende Untersuchungen müssten hier den Verlauf dokumentieren.

2.7. Komplikationen

Als wesentliche postoperative spezifische Komplikationen standen im Rahmen dieser Nachuntersuchung vor allem Infektsituationen, Lockerungen einer oder beider Prothesenkomponenten, Traumata und kontralaterale Arthrosen im Vordergrund.

Aufgrund dieser Komplikationen ergaben sich therapeutisch folgende Konsequenzen:

25 Wechseloperationen

1 Arthrodesse

2 laterale Ergänzungen

Außerdem kam es zu einer Ankylose bei in situ verbliebener Prothese.

Von den 25 Prothesenwechseln erfolgte 20 mal der Ersatz durch eine Vollprothese, 1 mal wurde die Tibia- und Femurkomponente ersetzt, 1 mal erfolgte ein Wechsel der Femurkomponente und 3 mal ein Austausch ausschließlich des Tibiaplateaus.

Die Arthrodesse sowie die Ankylose waren durch Infektsituationen bedingt, während klinisch relevante kontralaterale Arthrosen zu den 2 lateralen Ergänzungen führten. Die Ursachen der Wechseloperationen stellten sich folgendermaßen dar:

2 mal wegen Infekt

19 mal wegen aseptischer Lockerung

4 mal wegen Trauma

Revisionsquote: 8,2 %

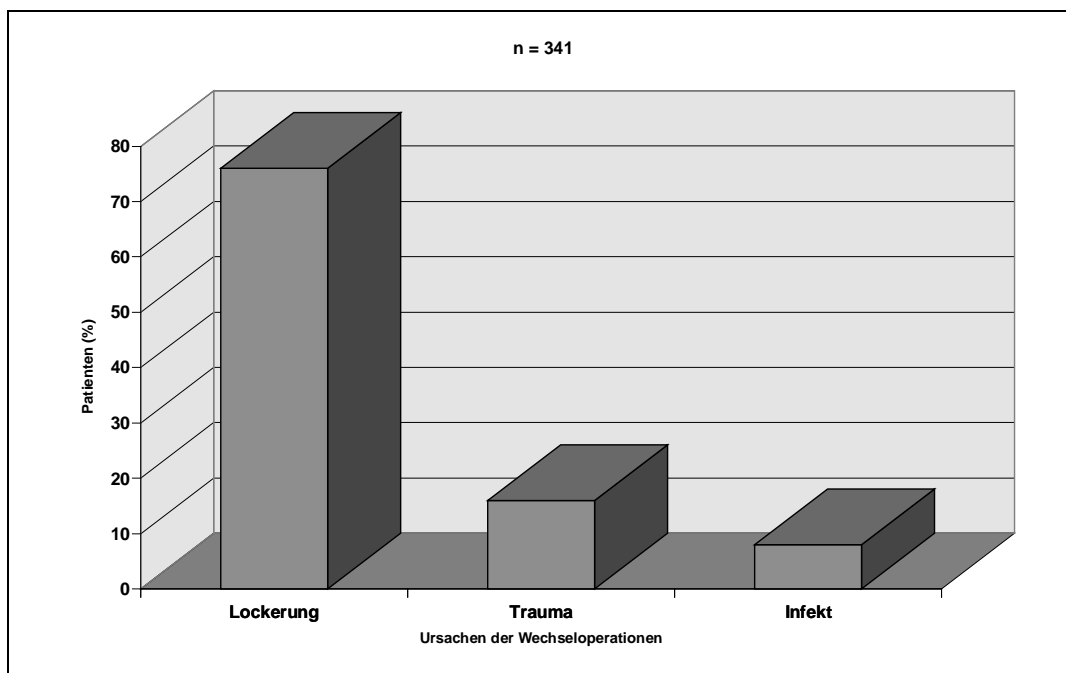
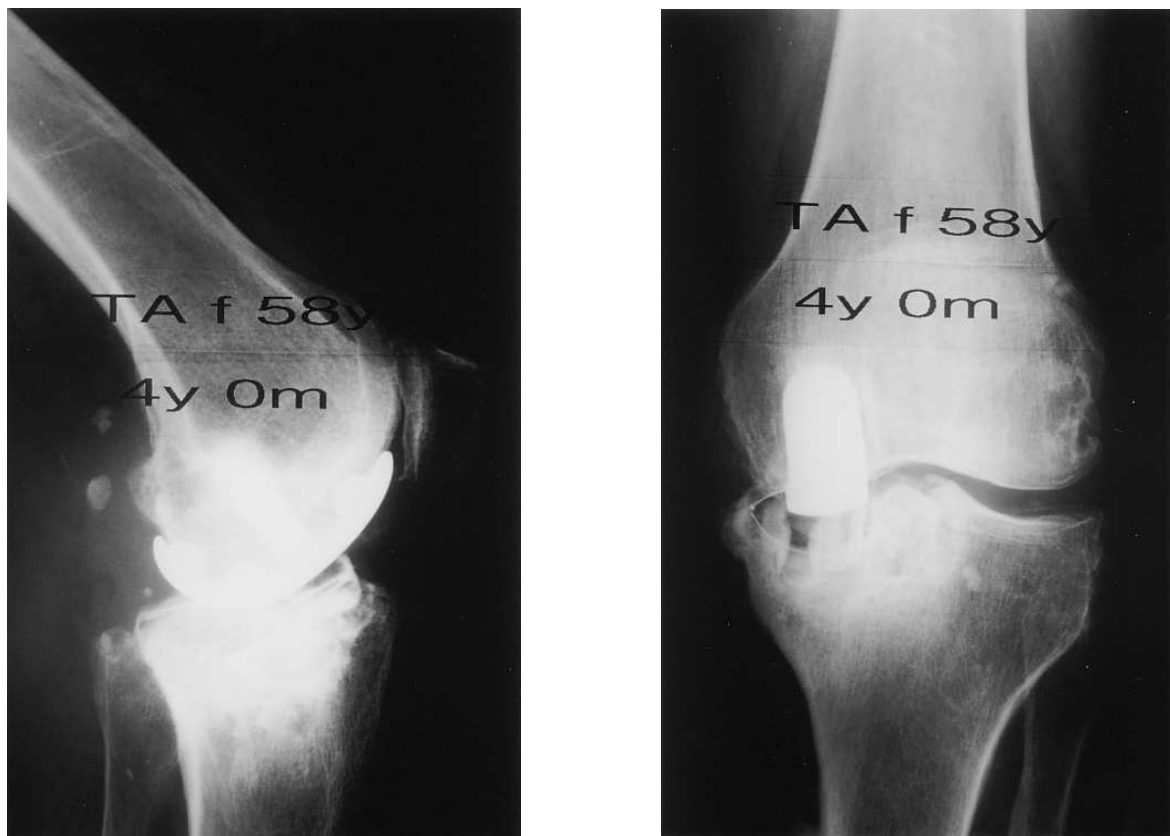


Abb. 30: Ursachen der Wechseloperationen

Exemplarische Darstellung eines Komplikationsfalles

Die 58-jährige Patientin, seit 4 Jahren mit einer Schlittenprothese versorgt, klagt über stechende Schmerzen beim Gehen und Treppensteigen sowie über eine geringfügige Bewegungseinschränkung seit ca. 3 Monaten. Die klinisch-radiologische Untersuchung ergab eine deutliche Druckdolenz im Bereich des medialen Tibiacondylus und ein Bewegungsausmaß von EXT/FLX 0/10/90, allerdings keinen Reizerguss. Radiologisch ließ sich eine deutliche Desintegration der tibialen Komponente in Form eines Abkippens nach dorsal erkennen (Abb. 31). Die Patientin wurde daraufhin mit einer bicondylären Oberflächenersatzprothese versorgt und ist seitdem beschwerdefrei.



a b

Abb. 31 a, b:

Seitliche und a.-p.-Röntgenaufnahme des linken Kniegelenkes mit deutlicher Desintegration des Tibiaplateaus

2.8. Überlebensraten

Um die Effektivität eines operativen Eingriffes und somit einer Therapiemethode inklusive ihrer Komplikationen abschätzen und beurteilen zu können, werden Vergleichsmöglichkeiten gefordert. Konventionelle Statistiken ergeben für die Beurteilung der Höhe der Komplikationsraten meistens günstigere Einschätzungen, da die Zahl der Fehlschläge durch die Zahl der Implantationen dividiert wird, ohne dabei den Zeitfaktor zu berücksichtigen. Falls die Länge der Verlaufszeit unberücksichtigt bleibt, sind die konventionell errechneten Werte irreführend, denn die Zahl der Patienten, die vom Risiko eines Implantatfehlschlags bedroht sind, nimmt ab, wenn die Verlaufszeit ansteigt [125].

Aus diesem Grunde hat sich heute die Methode zur Berechnung von Überlebensraten nach KAPLAN-MEIER etabliert. Komplikationsfrei beobachtete Prothesen werden als ‚Überlebende‘ und Patienten mit definierten Komplikationen rechnerisch als ‚Verstorbene‘ behandelt. Diese sog. Überlebenskurven eignen sich somit für einen unmittelbaren statistischen Vergleich mehrerer Therapieverfahren bei gleich strukturierten Patientenreihen oder aber verschieden strukturierten Patientenreihen bei gleichen therapeutischen Verfahren [125].

Zudem erlaubt die Überlebenskurve eine Aussage über die Wahrscheinlichkeit, nach Ablauf eines bestimmten Zeitraumes noch eine implantierte Prothese anzutreffen.

Prinzipiell entscheidend bei dem Vergleich von Überlebensdaten ist es, die Auswahl eines einheitlichen Zielkriteriums zu treffen.

Das der vorliegenden Studie zugrundeliegende Kriterium „Ersatz, Ergänzung oder Ausbau von mindestens einer Prothesenkomponente“ stellt einen klar definierten Sachverhalt dar.

- **Überlebenskurve 1** (Abb. 32) basiert auf Fehlschlägen aufgrund von Infektionen
- **Überlebenskurve 2** (Abb. 33) basiert auf Fehlschlägen aufgrund von Lockerungen einer oder beider Prothesenkomponenten
- **Überlebenskurve 3** (Abb. 34) basiert auf Fehlschlägen, die durch sämtliche Komplikationen (Infektionen, Lockerungen, Traumata) bedingt waren

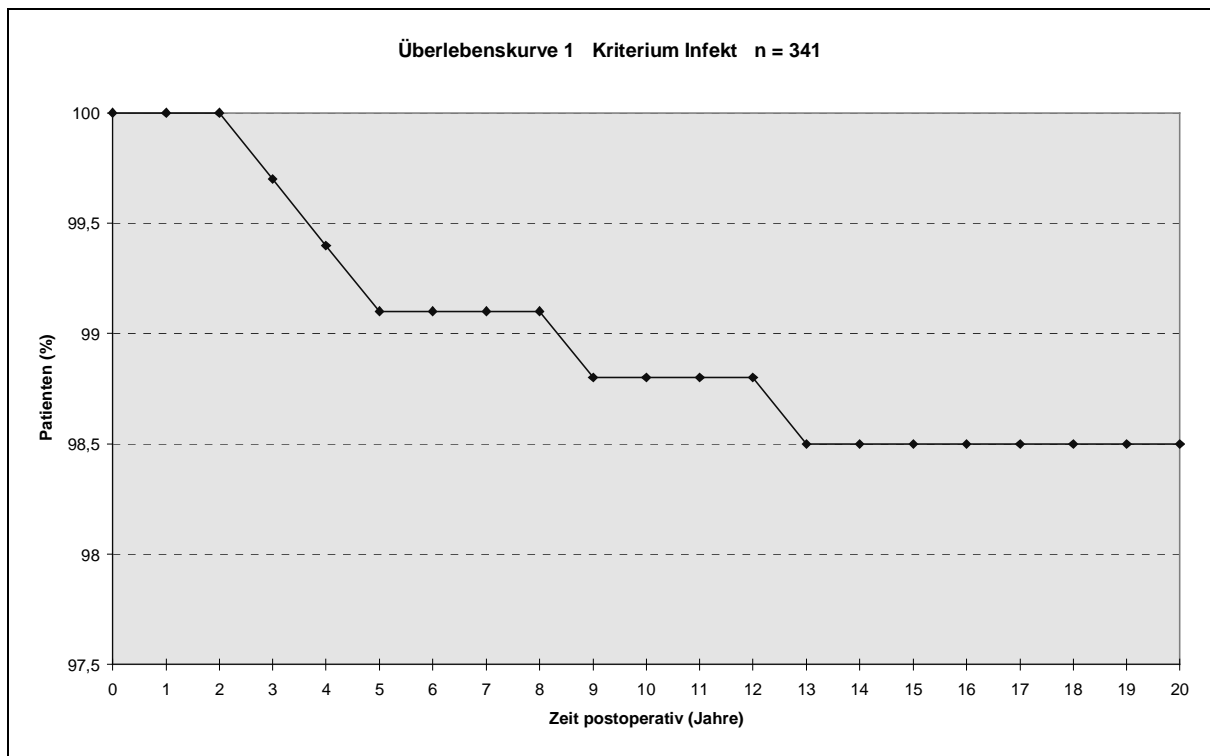


Abb. 32: Überlebenskurve 1; Kriterium Ausbau wg. Infekt

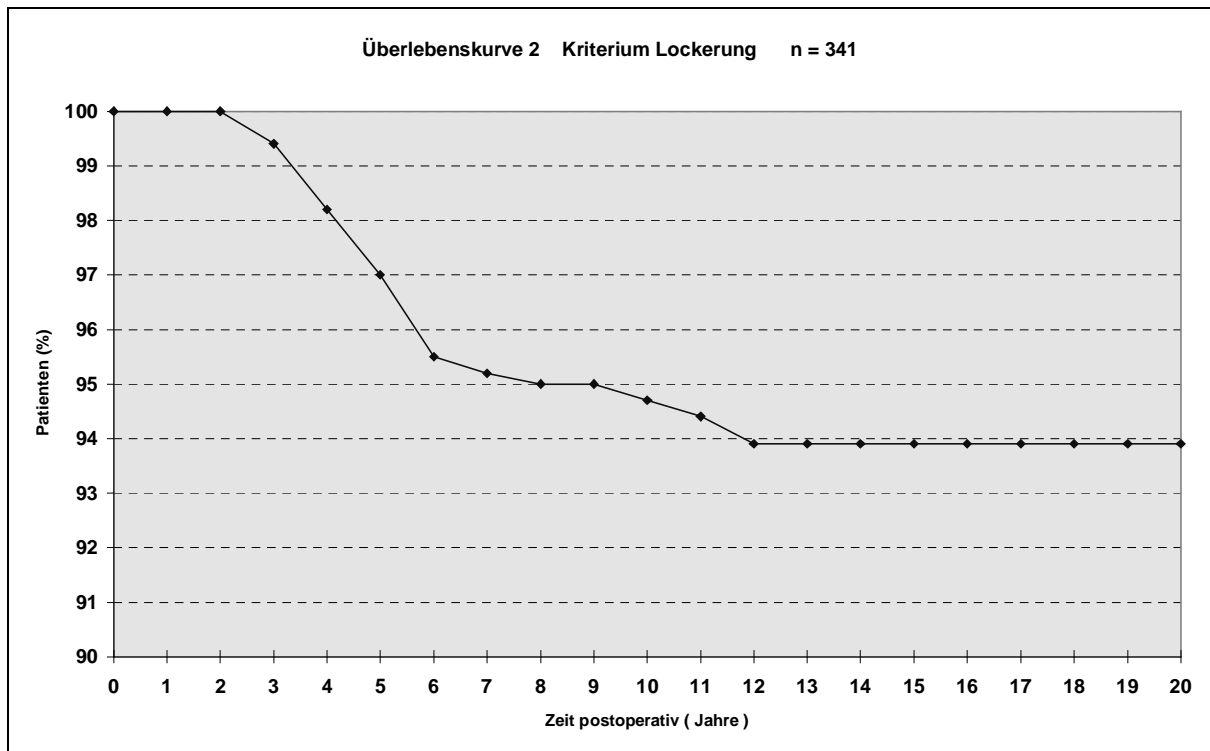


Abb. 33: Überlebenskurve 2; Kriterium Ausbau wg. Lockerung

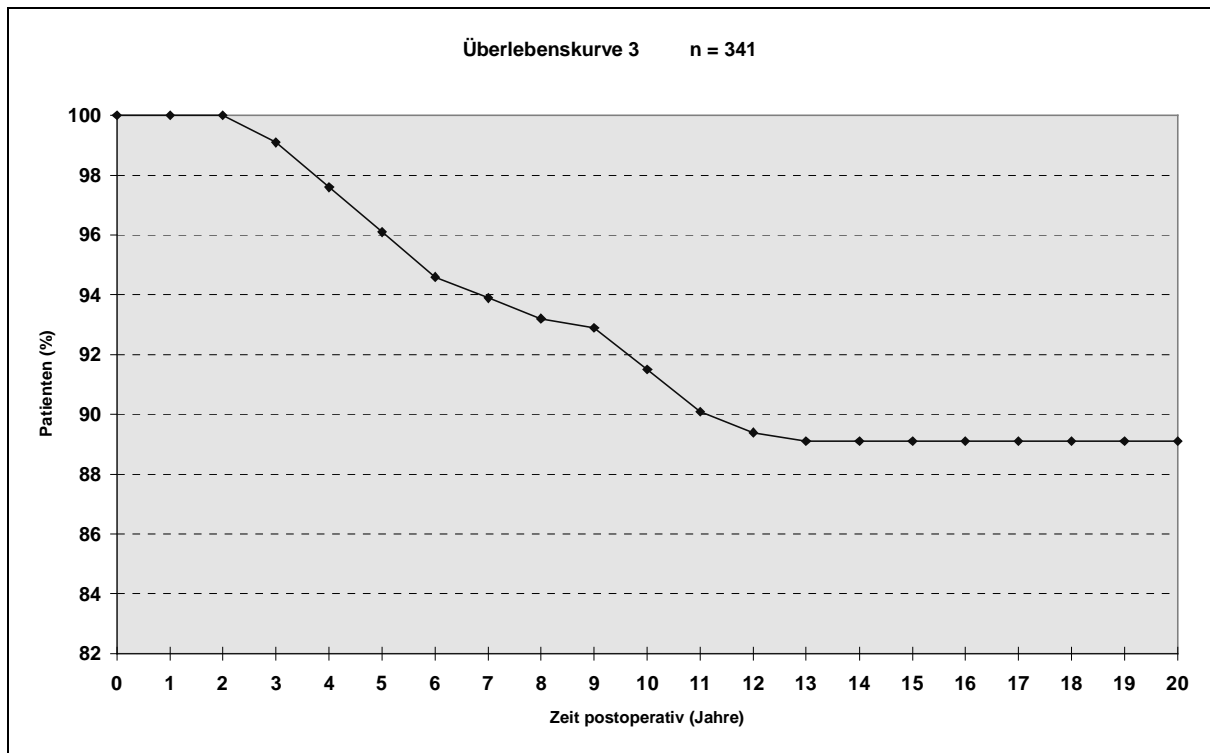


Abb. 34: Überlebenskurve 3; Kriterium Ausbau mind. einer Prothesenkomponente

Aus der **Überlebenskurve 3** lassen sich nun folgende Daten ableiten:

Überlebensquote nach **5** Jahren: **96,1 %**

Überlebensquote nach **10** Jahren: **91,5 %**

Überlebensquote nach **13** Jahren: **89,1 %**

2.9. Korrelationen

Begünstigen bestimmte Determinanten die Ausbaurate entscheidend?

Die Abhängigkeit der Ausbaurate von verschiedenen Einflussgrößen soll diesbezüglich in den folgenden Darstellungen genauer beleuchtet werden.

Im einzelnen ist dies die Abhängigkeit der Ausbaurate

- vom Alter
- vom Gewicht
- von Voroperationen / Vorerkrankungen
- von der Grunderkrankung
- vom Geschlecht

2.9.1 Ausbaurate in Abhängigkeit vom Alter

Eine Analyse dieses Zusammenhangs ergab eine Ausbaurate für die Patienten unter 68 Jahren von 10,5 %, für die Patienten über 68 Jahren von 6,5 %.

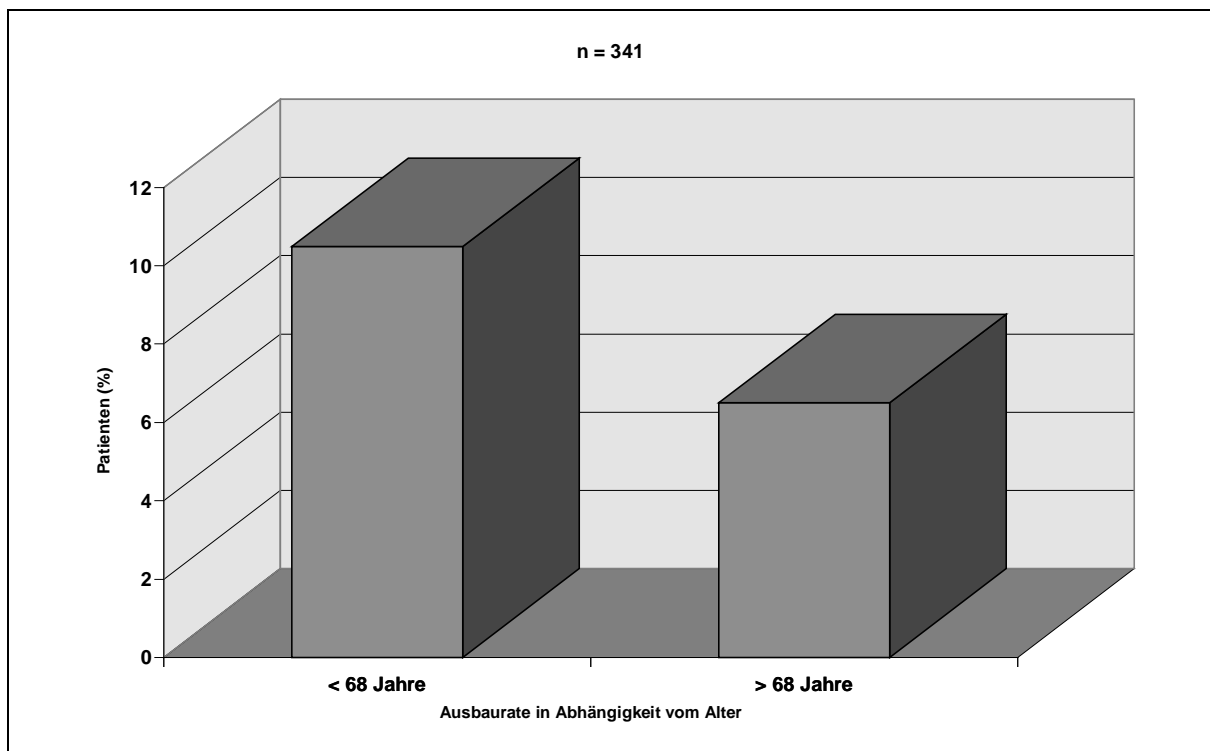


Abb. 35: Ausbaurate in Abhängigkeit vom Alter

2.9.2 Ausbaurate in Abhängigkeit vom Gewicht

Patienten mit Normgewicht weisen eine Ausbaurate von 5,1 % auf, während bei Patienten mit einem Übergewicht von > 20 % die Ausbaurate bei 9 % lag.

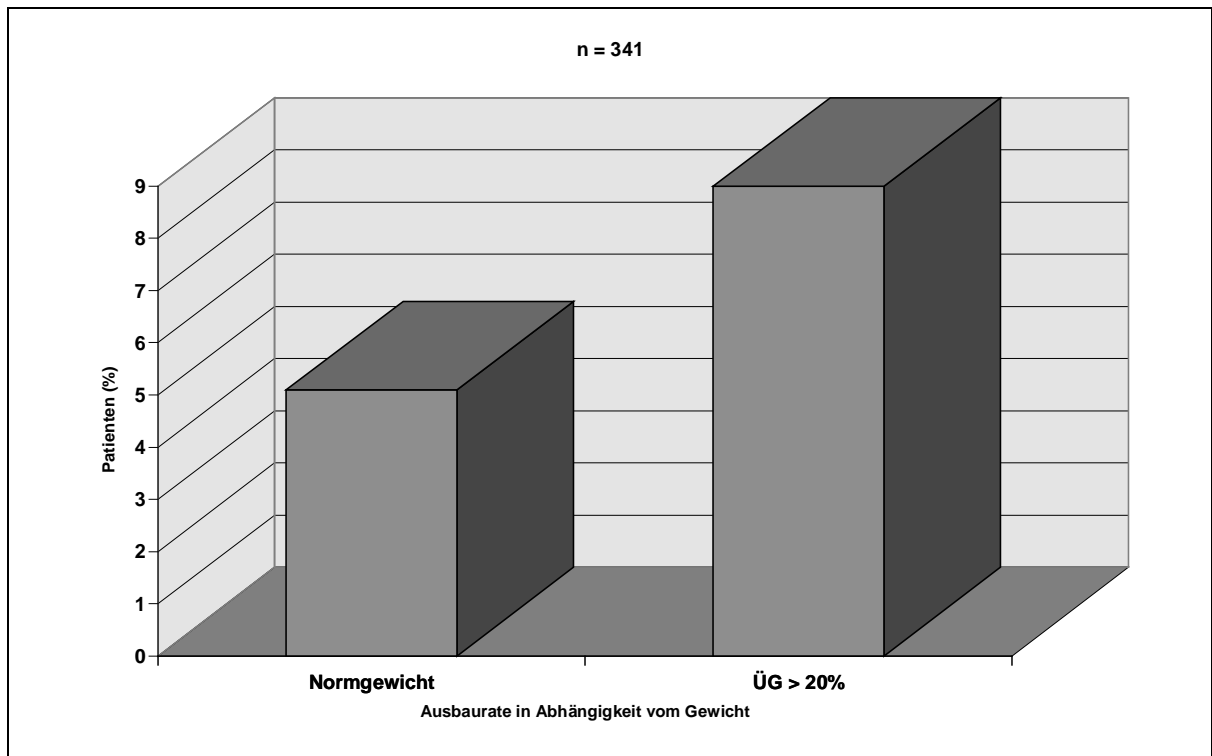


Abb. 36: Ausbaurate in Abhängigkeit vom Gewicht

2.9.3 Ausbaurate in Abhängigkeit von Voroperationen / Vorerkrankungen

Als eine weitere Einflussgröße auf die Verweildauer der Prothese erwiesen sich Voroperationen und Vorerkrankungen, sei es als Gelenktoilette, Menishektomie, Osteotomie und diverse Traumata. Betroffene Patienten liegen in der Ausbaurate deutlich höher: 11,5 % gegenüber 6,9 %.

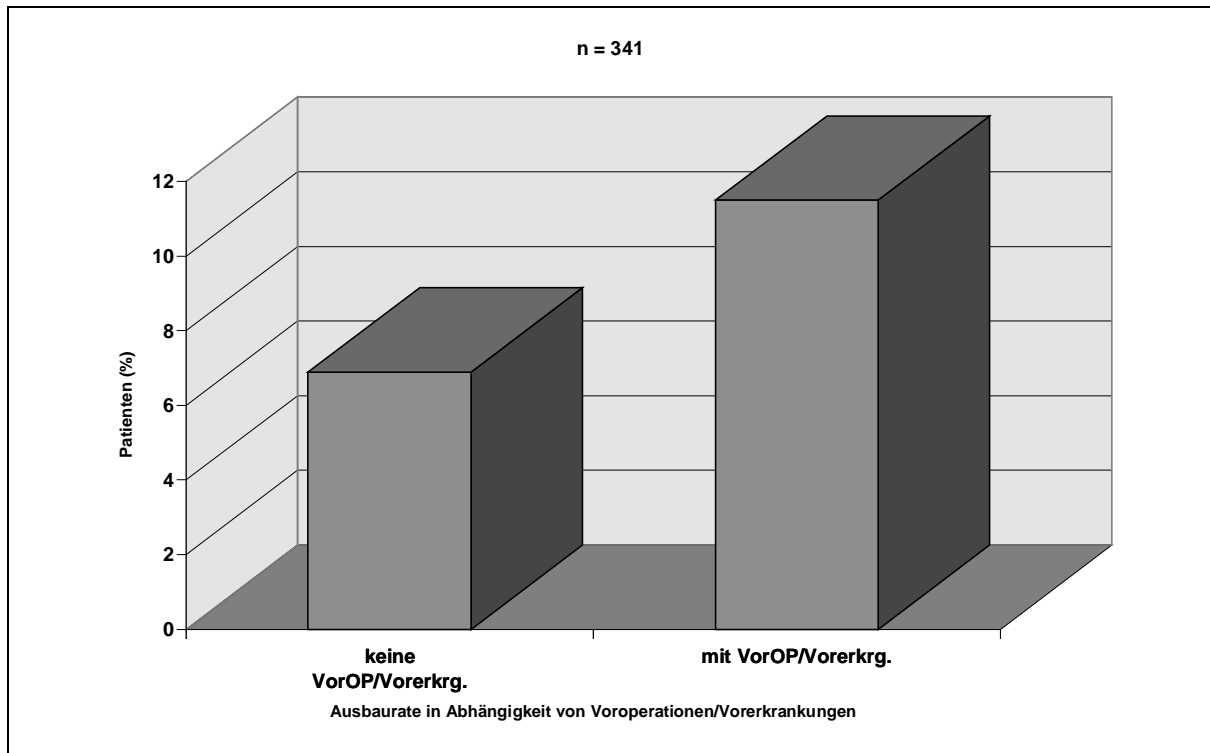


Abb. 37: Ausbaurate in Abhängigkeit von Voroperationen / Vorerkrankungen

2.9.4 Ausbaurate in Abhängigkeit von der Grunderkrankung

Von Interesse sind hier die Ausfälle bei Patienten mit chronischer Polyarthrititis, verglichen mit denen bei Patienten, die aufgrund einer Gonarthrose prothetisch versorgt wurden. Traumatisch bedingte Prothesenimplantationen müssen vom Gesamtkollektiv subtrahiert werden.

Es ergab sich ein Ausfall bei cP-Patienten von 9,1 %, bei Patienten mit Gonarthrose von 8,2 %.

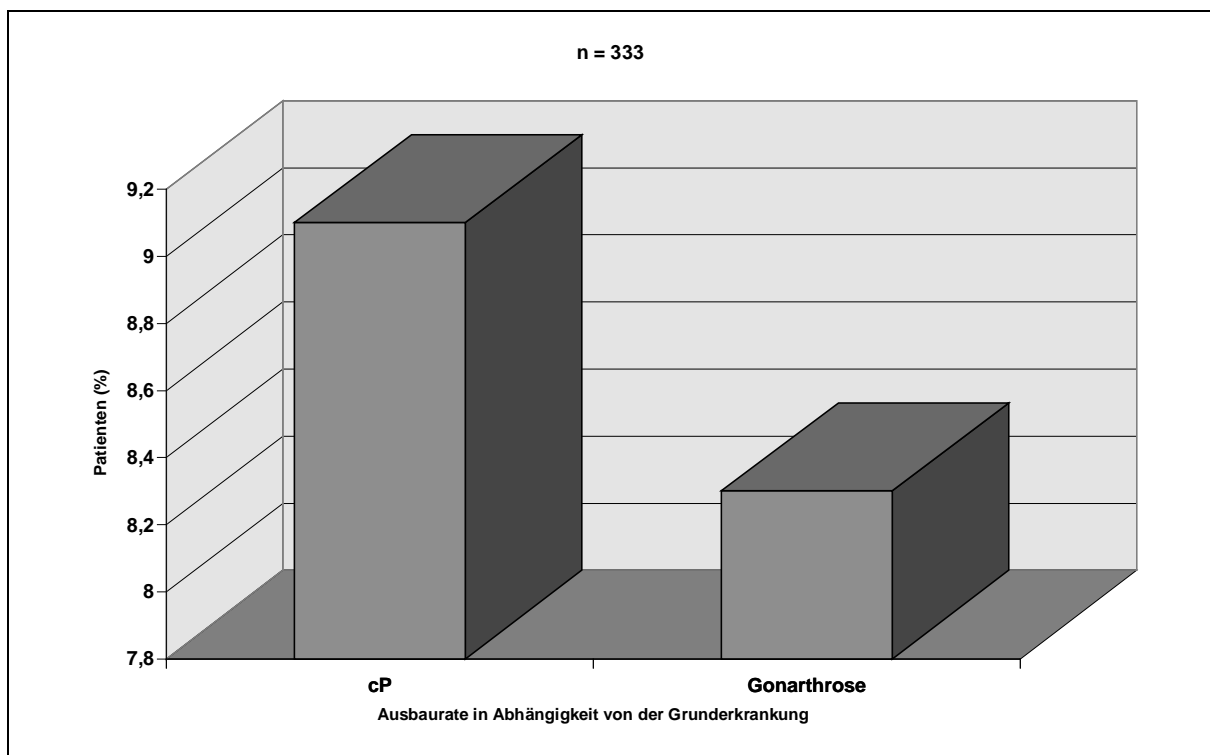


Abb. 38: Ausbaurate in Abhängigkeit von der Grunderkrankung (hier: cP)

2.9.5 Ausbaurate in Abhängigkeit vom Geschlecht

Geschlechtsspezifische Unterschiede bezüglich der Ausbaurate ließen sich im Rahmen dieser Nachuntersuchung eindeutig nachweisen.

9,4 % der weiblichen Patienten mussten sich einer Wechseloperation unterziehen, dagegen nur 4,7 % der männlichen Patienten.

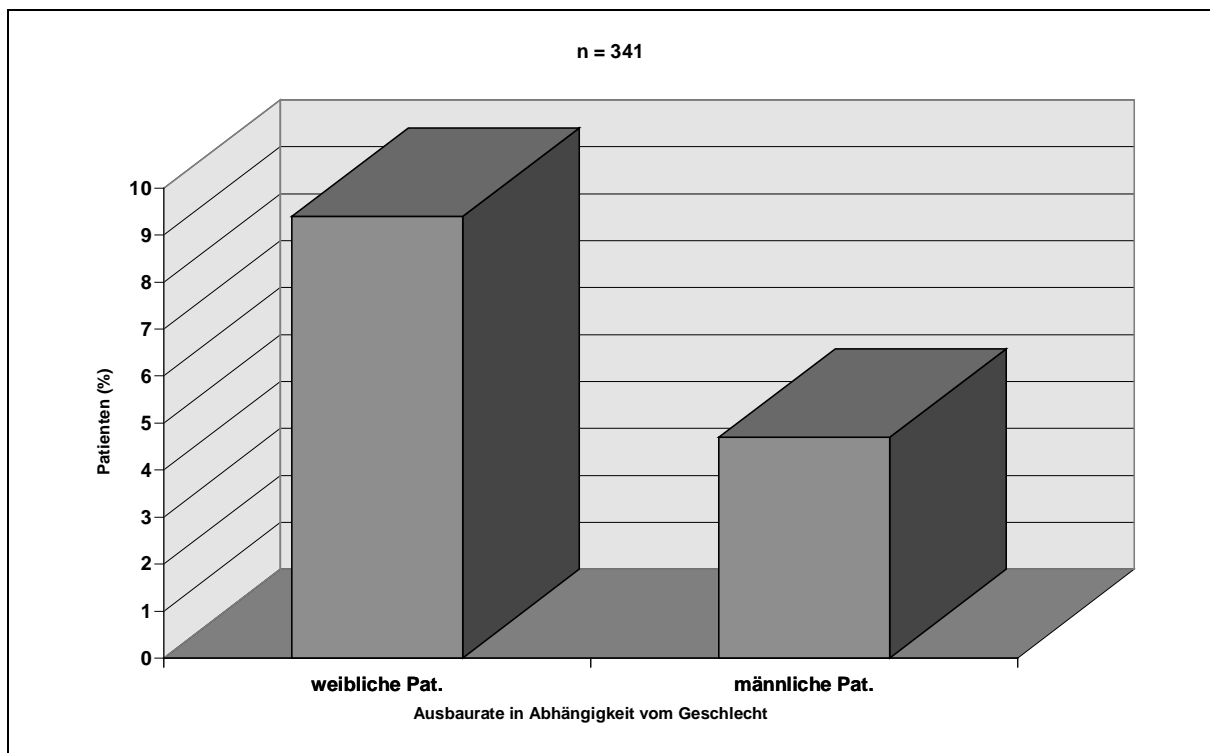


Abb. 39: Ausbaurate in Abhängigkeit vom Geschlecht

2.10 Kasuistik

Fall 1

Der 86-jährige Patient DW wurde 1979 mit einer unicondylären Schlittenprothese des Typs MODULAR II versorgt.

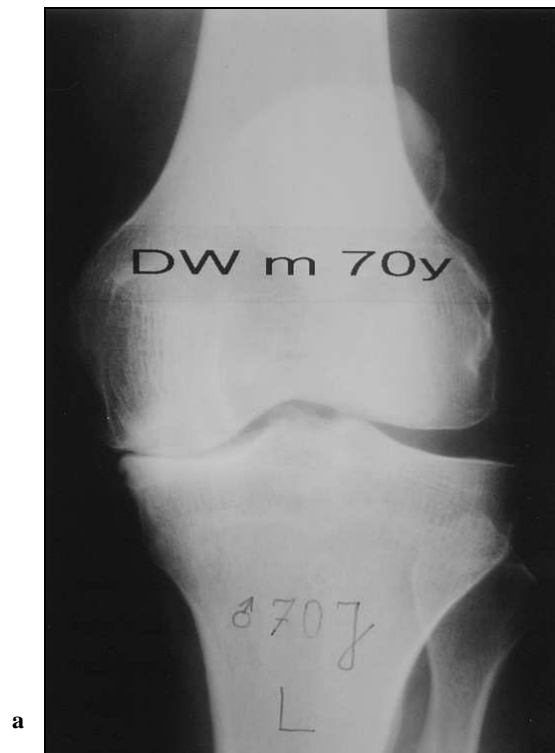
Präoperativer Befund: medial stark reduzierter Gelenkspalt, Achse Varus Grad 2, max. Gehstrecke 1000 m, kontinuierliche Schmerzsymptomatik, Bewegungsausmaß EXT/FLX 0/10/140, Treppensteigen nur mit Geländer möglich, Z.n. Meniskektomie.

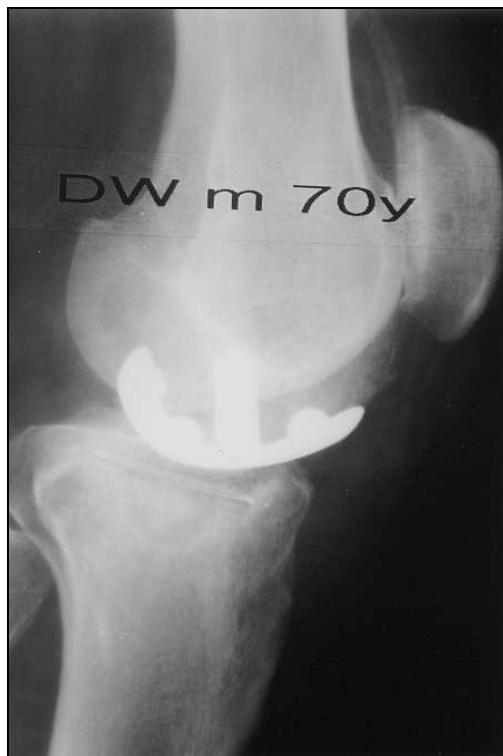
Postoperativer Befund: physiologische Achsverhältnisse, max. Gehstrecke > 5000 m, keine Schmerzangabe, Bewegungsausmaß EXT/FLX 0/0/130, beschwerdefreies Treppensteigen. Der Patient bewegt sich nach wie vor auf einem hohen Aktivitätslevel.

Standzeit der Prothese: 16 Jahre 10 Monate

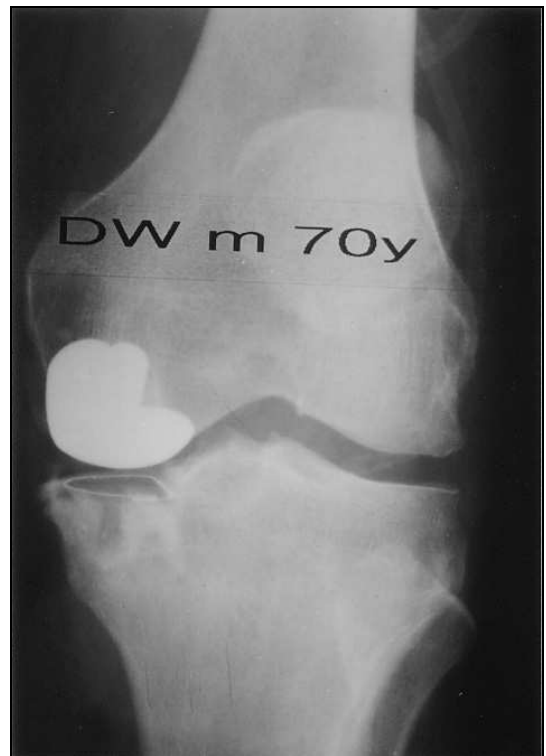
Abb. 40 a, b, c, d, e:

Präoperative a.-p.-Aufnahme,
postoperative seitliche und a.-p.-Aufnahme des li.
Kniegelenks unmittelbar nach der Operation
bzw. nach 16J / 10M

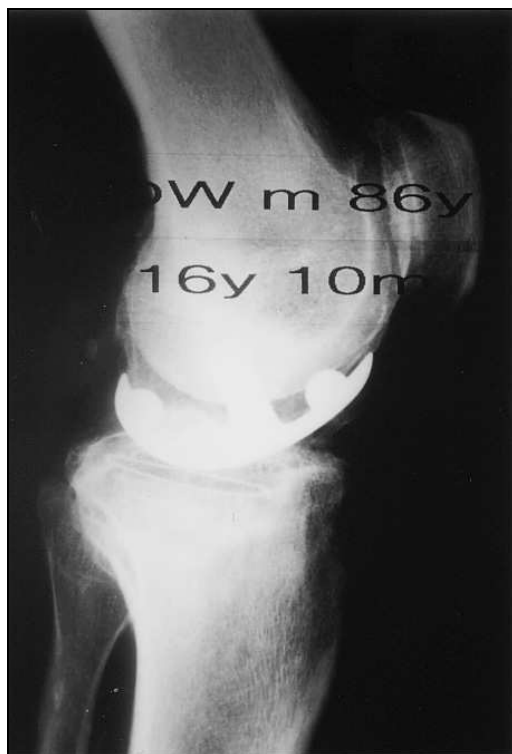




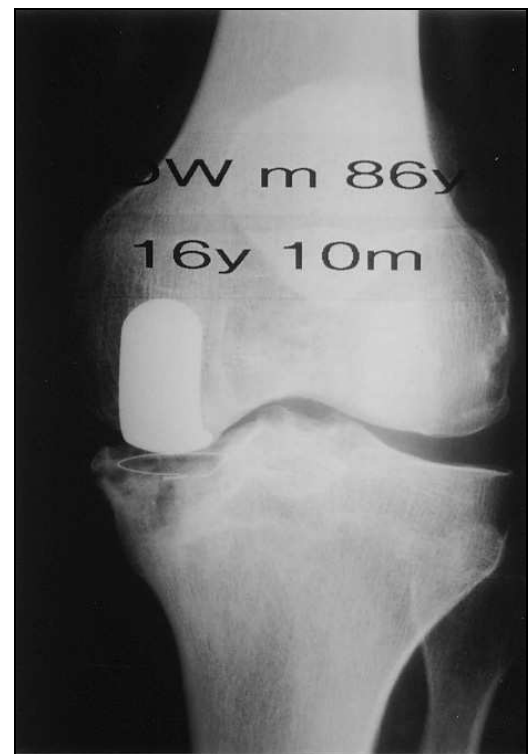
b



c



d



e

Fall 2

Die 82-jährige Patientin BA wurde 1978 mit einer unicondylären Schlittenprothese des Typs MODULAR I versorgt.

Präoperativer Befund: komplett aufgehobener Gelenkspalt, massive Destruierung des medialen Gelenkkompartimentes, Achse Varus Grad 3, max. Gehstrecke 50 m, kontinuierliche Schmerzsymptomatik, Bewegungsausmaß EXT/FLX 0/0/90, Treppensteigen nicht möglich, Osteoporosepatientin.

Postoperativer Befund: Achse Varus Grad 3, max. Gehstrecke > 1000 m, gelegentlich leichte Schmerzen, Bewegungsausmaß EXT/FLX 0/0/100, Treppensteigen mit Geländer. Die Patientin kommt trotz starker Varusdeformität bestens mit der Prothese zurecht.

Standzeit der Prothese: 18 Jahre 2 Monate

Abb. 41 a, b, c, d:

Präoperative a.-p.-Aufnahme,
postoperative seitliche und a.-p.-Aufnahme des re.
Kniegelenkes unmittelbar nach der Operation
bzw. nach 18J / 2M

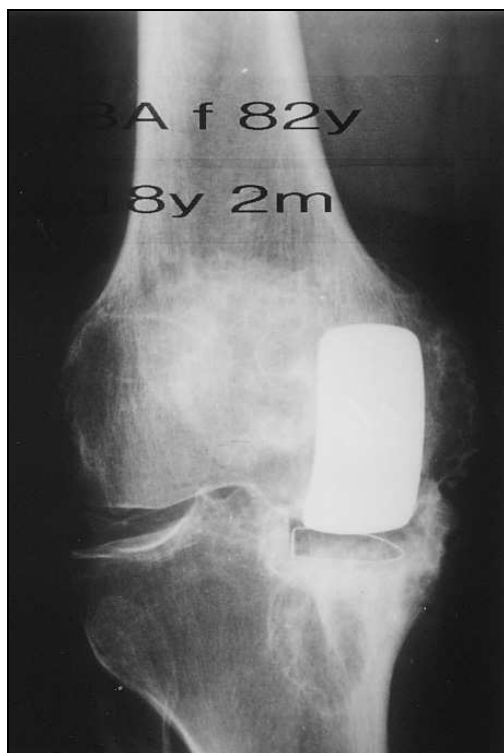




b



c



d

Fall 3

Die 75-jährige Patientin FE wurde 1981 mit einer unicondylären Schlittenprothese des Typs MODULAR II versorgt.

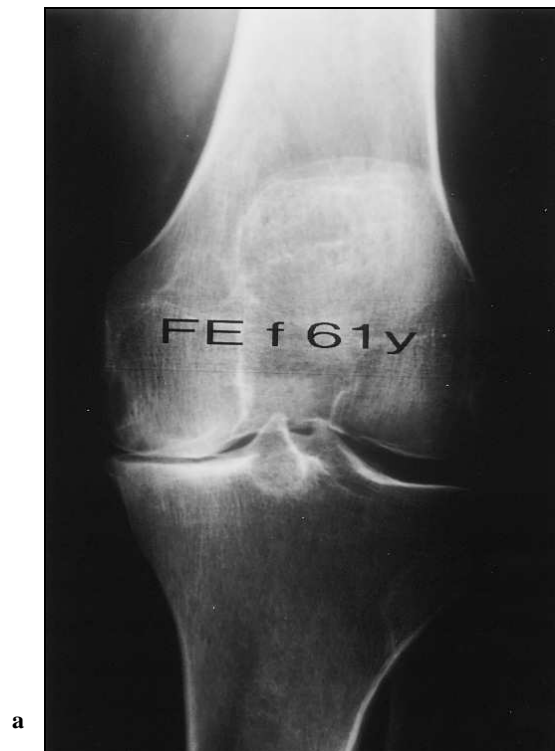
Präoperativer Befund: schwere Gelenkspaltverschmälerung, physiologische Achsverhältnisse, max. Gehstrecke 50 m, kontinuierliche Schmerzsymptomatik, Bewegungsausmaß EXT/FLX 0/10/90, Treppensteigen nur mit Geländer möglich, die Patientin ist stark adipös.

Postoperativer Befund: physiologische Achsverhältnisse, max. Gehstrecke unbegrenzt, keine Schmerzsymptomatik, Bewegungsausmaß 0/5/90, Treppensteigen problemlos möglich. Die Patientin ist nach wie vor sportlich aktiv (Tanzen). Das starke Übergewicht hat sich in diesem Fall nicht negativ auf die Standzeit ausgewirkt.

Standzeit der Prothese: 14 Jahre 9 Monate

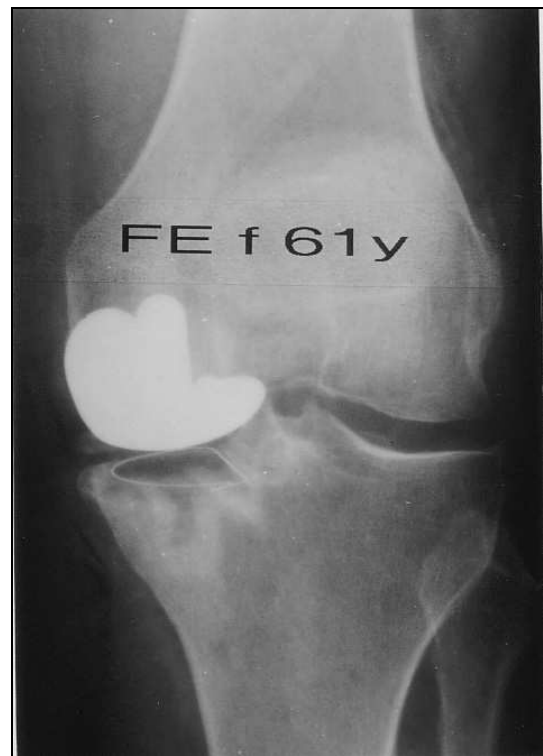
Abb. 42 a, b, c, d, e:

Präoperative a.-p.-Aufnahme,
postoperative seitliche und a.-p.-Aufnahme des li.
Kniegelenkes unmittelbar nach der Operation
bzw. nach 14J / 9M





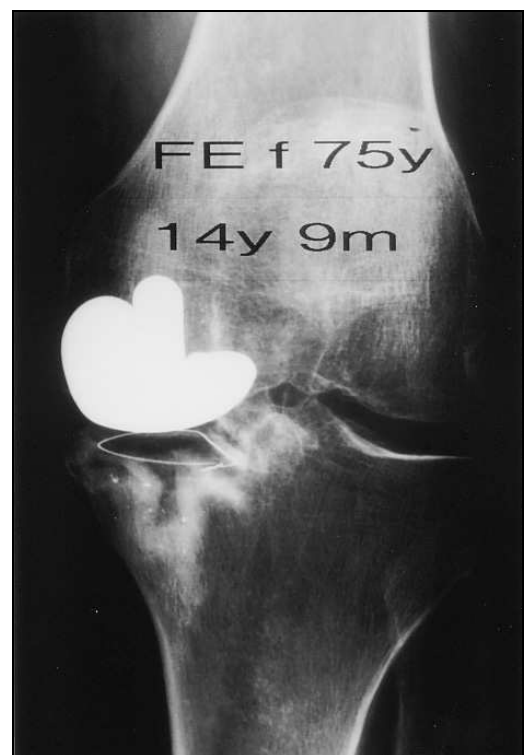
b



c



d



e

2.11 Diskussion

Welche Ergebnisse und spezifische Komplikationen sind bei dem Einsatz unicondylärer Schlittenprothesen zu erwarten, und wie stellen sich Langzeitresultate dar?

Diese Fragestellungen lagen der vorliegenden Studie zugrunde und wurden retrospektiv beleuchtet.

Betrachtet man nun zunächst das **Gesamtergebnis** der zur Scoreberechnung herangezogenen 308 Knieprothesen, so lässt sich zweifelsfrei eine signifikante Verbesserung der präoperativen Zustände konstatieren (präop.: **57,67 Pkt.** / postop.: **160,39 Pkt.**).

Speziell der **Kniescore** mit den Parametern Schmerz, Bewegungsausmaß und Stabilität, offenbart eine deutliche Steigerung von **24,44 Pkt.** präoperativ auf **88,9 Pkt.** postoperativ.

Vergleichbare Ergebnisse erzielten auch ROUGRAFF et al. mit **90 Pkt.** postoperativ, WITVOET et al. (**89 Pkt.**), KOBASHI und OHDERA (**87,2 Pkt.**), EPINETTE et al. (**90,2 Pkt.**) und MEYER et al. (**94,3 / 91,9 Pkt.**) [126, 157, 80, 27, 104]. Ausschlaggebender Faktor dieser eindeutigen Verbesserung ist zweifelsohne die **Schmerzreduktion**. Da Schmerzen in ausgeprägter Form den gravierendsten Faktor einer eingeschränkten Lebensqualität darstellen, ist die Primäranforderung an ein Gelenkflächenersatzsystem schließlich in einer positiven Beeinflussung der Schmerzsymptomatik zu suchen. **94 %** der nachuntersuchten Patienten hatten postoperativ entweder keine oder nur gelegentlich Schmerzen zu beklagen. Ähnliche Resultate in der Literatur liefern VIDAL et coll. (**88 %**), MARMOR (**86,6 %**), SCOTT et al. (**87 %**), SCOTT et SANTORE (**92 %**), BAE et al. (**90 %**) und LASKIN (**94 %**), McQUEARY et al. (**87 %**), LAURENCIN et al. (**96 %**) [149, 99, 128, 129, 4, 86, 102, 88]. Deutlich niedrigere Werte im **Kniescore** ermittelten SCHULTZ et al. mit **62,9 Pkt.** für den St.Georg-Schlitten und **63,4 Pkt.** für den Wessinghage-Schlitten [127].

Die Steigerung des **Bewegungsausmaßes** von präoperativ **90°** auf postoperativ **105°** stellt keine signifikante Besserung dar, obwohl dieser Bewegungsrahmen eine Alltagstauglichkeit durchaus gewährleistet und in Übereinstimmung steht mit den Ergebnissen anderer Autoren, die eine Steigerung des Bewegungsausmaßes von durchschnittlich 19° beschreiben [59, 60, 1, 132, 140, 122, 84]. Gründe für die eher nur durchschnittliche Verbesserung in diesem Bereich dürften die präoperativ schon oft relativ kontrakte Muskulatur und eine insuffiziente ambulante Nachbehandlung gewesen sein sowie Funktionseinbußen mit zunehmender

altersbedingter Immobilisierung. Ein Bewegungsausmaß von 105° limitiert dabei allerdings nicht die Alltagsfunktionalität. Nachforschungen führten zu dem Ergebnis, dass nur ca. 40 % der Patienten von einer angemessenen physiotherapeutischen Nachbehandlung, wie sie ein solcher Eingriff erfordert, profitierten. Eine postoperative Rehabilitationsmaßnahme sollte auch in Zeiten zu-nehmender Ressourcenknappheit elementarer Bestandteil des endoprothetischen Behandlungskonzeptes sein.

Die **Stabilität** der operierten Kniegelenke konnte verbessert werden, allerdings nicht signifikant (**22,2 Pkt.** präop. / **24,6 Pkt.** postop.). Die eher moderate Steigerung dieses Parameters beruht u.a. auf den relativ guten präoperativen Ausgangswerten, wobei die Aussagekraft dieses Parameters aufgrund der insuffizienten Datenlage (s.o.) als kritisch zu werten ist. Speziell der Zustand des tibialen Seitenbandes spielt in diesem Zusammenhang eine entscheidende Rolle [145]. Zwar wiesen ca. 86 % der Pat. präoperativ einen Tibiofemoralwinkel von $> 5^\circ$ Varus auf, boten klinisch allerdings stabile Bandverhältnisse bzw. nur geringfügige Instabilitäten.

Postoperativ konnte die anteroposteriore und mediolaterale Stabilität bei **3 %** der Patienten nicht zufrieden stellen, wenn man eine mediolaterale Instabilität von $>10^\circ$ bzw. eine anteroposteriore Instabilität von >10 mm zugrunde legt. Diese Resultate liegen unter denen von ENGELBRECHT et al., der bei einem Patientengut von 294 Patienten mit Gleitflächenprothesen eine unzureichende Stabilität in 4,7 % der Fälle nachweisen konnte [25]. Eine Vergleichbarkeit dieser Parameters muss allerdings, wie oben bereits erwähnt, kritisch bewertet werden. Tibiale Subluxationen infolge postoperativer Bandinsuffizienzen als Hauptproblem der Schlittenprothetik, wie sie HEINERT 1988 beschrieben hat, ließen sich in der vorliegenden Studie nicht in nennenswertem Umfang nachweisen [51].

Eine präoperativ bestehende mäßige mediale Instabilität sollte zur Gewährleistung einer weitgehend normalen, schmerzfreien Beweglichkeit postoperativ erhalten bleiben. Eine Distanzierbarkeit der Prothesenkomponenten um ca. 3 mm in 15° Flexion bei der Stabilitätsprüfung sei anzustreben [83]. Während bei dem Einsatz von starren, achsgeführten Kniegelenksprothesen der Gesichtspunkt der Stabilitätsverhältnisse prinzipiell eher in den Hintergrund tritt, ist für den Erfolg einer Schlittenprothesenimplantation ein suffizienter, gut ausbalancierter Bandapparat unabdingbar. Das vordere Kreuzband muss zwingend erhalten bleiben und eine suffiziente Funktion aufweisen, da abgesehen von dem Aspekt der

Propriozeption (s.u.), eine a.-p.-Instabilität einen inakzeptabel hohen Prozentsatz massiven Polyäthylenabriebs zur Folge hätte [39, 53].

Das postoperative **Funktionsscore**-Ergebnis von **71,49 Pkt.** korreliert mit denen der Literatur. HERNIGOU und DESCHAMPS ermittelten **71 Pkt.**, WITVOET et al. **82 Pkt.**, KOSHINO **76,1 Pkt.**, H.+D. DEJOUR und CHATAIN **73 Pkt.**, GACON und FERREIRA **72,9 Pkt.**, KOBASHI und ODHARA **68,4 Pkt.**, EPINETTE **82,5 Pkt.** [52, 157, 81, 23, 36, 80, 27]. Der Punktwert des Parameters **Gehleistung** hat sich annähernd verdoppelt (präop. **19,6 Pkt.**/ postop. **38,8 Pkt.**), was sich größtenteils auf die deutliche Verbesserung der Schmerzsymptomatik zurückführen lässt.

Auch das **Treppensteigen** ließ sich postoperativ besser bewältigen (präop. **24,1 Pkt.** / postop. **34,1 Pkt.**). In beiden Kategorien hätten sich bei isolierter Bewertung des operierten Gelenkes durchaus höhere Punktwerte erzielen lassen, internistische und zusätzliche orthopädische Probleme (z.B. Hüft-TEP) wirken hier allerdings als limitierende Faktoren.

Was den **Gehhilfengebrauch** betrifft, so ergaben sich keine bedeutenden Unterschiede (präop. **-1,47 Pkt.** / postop. **-1,41 Pkt.**). Schon präoperativ griffen nur 27,7 % der Patienten auf eine Gehhilfe zurück, postoperativ 22 %. In ca. 80 % der Fälle ist dieser Umstand allerdings nicht medizinisch begründet, sondern reine Gewohnheit.

Ein weiteres äußerst entscheidendes Kriterium neben dem primären Anliegen der Schmerz-beseitigung ist die **Korrektur** präoperativ vorhandener **Achsdeformitäten**. Wie bereits im allgemeinen Teil dieser Arbeit erwähnt, sind Abweichungen der Beinachse in der Frontalebene die physiologische Streubreite des Traglinienverlaufs hinaus als potentielle Präarthrose zu werten [114]. Auch oder gerade das operierte Gelenk sollte diesen Gesetzmäßigkeiten folgen. Zu starke valgische Abweichungen über das physiologische Maß hinaus führen bei fehlender medialer Zuggurtungseinrichtung zur Dekompensation des lateralen Kompartiments. Eine **verstärkte** Unterkorrektur scheint dagegen bei medialen Monoschlitten mit erhöhten Revisionsraten einherzugehen, eine Überkorrektur mit einer frühzeitigen Degeneration des kontralateralen Kompartimentes (s.u.).

Während **86,2 %** des Patientenkollektivs vor der Operation einen Tibiofemoral-Winkel von mehr als 5° Varus aufwiesen, konnte postoperativ bei **65,8 %** der Patienten mit Varusgonarthrose ein Befund von $0-4^\circ$ Valgusstellung erhoben werden. 17,2 % lagen zwischen $5-10^\circ$ Valgusstellung. Fast identische Resultate erzielten auch VIDAL et al., SCOTT et al. und ROUGRAFF et al. in ihren Studien [149, 128, 126]. Diese Ergebnisse entsprechen dem Bestreben der Operateure, Achsverhältnisse zu erzielen, die den Anforderungen und Eigenschaften des jeweiligen Prothesentyps Rechnung tragen. Der Wiederherstellung bzw. Korrektur der Achsverhältnisse wird nahezu von allen Autoren eine entscheidende Bedeutung, bezogen auf Langzeitergebnisse und Komplikationen, beigemessen. So sehen INSALL et al., FREEMANN et al. und LOTKE et al. in der nicht exakten Relation zwischen der Belastungsachse des Beines und der Querachse des Tibiaplateaus die Hauptursache für aseptische Lockerungen der Tibiakomponente [59, 61, 33, 91]. LOTKE et al. und BARGREN et al. dokumentierten diesen Befund mit ihren klinischen Ergebnissen, die eine deutliche Korrelation zwischen Achsfehlstellung und Lockerungsrate ergaben [91, 5]. BRYAN und RAND konstatierten, dass axiale Fehlstellungen den häufigsten technischen Fehler in ihrer Revisionsserie darstellten [11]. TÖNNIS et al. stellte in seinen Studien steigende Nachoperationsraten ab 7° Achsabweichung, d.h. 1° Varusstellung, fest [146]. Die Problematik der korrekten Achsstellung ist also unzweifelhaft der zentrale Punkt in der Betrachtung der typischen **Komplikationen** nach Schlittenprothesenimplantation. Neuere Studien und Auffassungen betonen die Notwendigkeit zur Unterkorrektur, zum einen um das gegenläufige Kompartiment zu schonen, zum anderen um dem Aspekt Rechnung zu tragen, dass mit der Implantation einer Schlittenprothese lediglich die durch den Knorpel- / Knochenabrieb hervorgerufene Deformität korrigiert werden kann und sollte, eine Achskorrektur jedoch nicht sinnvoll und möglich ist [142, 83].

Eine in diesem Zusammenhang in der Literatur häufig beschriebene Komplikation ist die der **kontralateralen Arthrose** [62, 87]. Dies ließ sich im vorliegenden Patientengut trotz postoperativ eher neutralen bis diskret valgischen Achsverhältnissen (s.o.) nicht bestätigen. Nur 2 Patienten mussten sich einer prothetischen Versorgung des lateralen Kompartiments unterziehen und 7 der 10 Patienten, die eine mangelhafte subjektive Bewertung des Operationsergebnisses abgaben, wiesen eine deutliche kontralaterale Arthrose auf. Zwar zeigte sich bei 132 Patienten eine Reduzierung des gegenläufigen Gelenkspaltes, die zum Untersuchungszeitpunkt allerdings nur bei 15 Patienten symptomatisch war, aber noch keine

kurzfristige Revision bedingte. Auch JACKSON, SARANGI und NEWMAN registrierten in einer breit angelegten Studie eine Progression der kontralateralen Arthrose von nur 4 % nach 8 Jahren [65]. Grundsätzlich sollte diesbezüglich eine saubere Differenzierung zwischen einer durchaus alterstypischen arthrotischen Veränderung und einer zur medizinischen Intervention zwingenden Arthrose erfolgen.

Die Diskussion über den Stellenwert der kontralateralen Arthrose wird in der Literatur weiterhin kontrovers geführt. Auch CHRISTENSEN et al., MARMOR, LARSSON und AHLGREN sowie WEALE et al. sehen die kontralaterale Arthrose nicht als entscheidendes Problem, vorausgesetzt eine Überkorrektur der Beinachse wird vermieden [18, 99, 85, 124, 152, 107, 144]. Die Überkorrektur als Hauptursache der kontralateralen Arthrose wird allgemein bestätigt. MARMOR sieht in ihr sogar den Hauptgrund eines kompletten Fehlschlags des unicompartimentellen Gelenkflächenersatzes [100]. Wie oben bereits erwähnt, tendieren aus dieser Überlegung heraus einige Autoren zu einer dezenten Unterkorrektur der Achsverhältnisse oder streben eine gerade Beinachse an [7]. Es bleibt die Frage und auch wohl Gegenstand weiterer detaillierter Studien, ob durch dieses Procedere zwar die Entstehung kontralateraler Arthrosen reduziert, der Lockerung medialer Prothesenkomponenten aber Vorschub geleistet wird.

Ein weiterer Diskussionspunkt zum einen in der Indikationsstellung, zum anderen in der Bewertung postoperativer Komplikationen nach unicondylärem Gelenkersatz ist das Patellofemoralgelenk.

In dem vorliegenden Patientengut fand sich kein Fall einer operativen Nachrevision, bedingt durch eine patellofemorale Beschwerdesymptomatik.

Auch CARTIER und SÜSSENBACH sehen die Patella keinesfalls als führendes Problem im Versagensfall einer unicondylären Schlittenprothese. Eine Revisionsquote von < 1 % bei ca. 3000 Pat. belegt diese Aussage [142].

JEFFERSON konnte in seinen Studien zeigen, dass 74 % nach 10 Jahren bei normalem patellofemoralem Gelenk einen unveränderten Status aufwiesen, bei 18 % fanden sich Osteophyten und nur 4 % entwickelten eine klinische Symptomatik des patellofemoralen Gelenkes [66].

Die am häufigsten beobachtete Komplikation in der Versorgung mit Schlittenprothesen stellt die aseptische Lockerung der Prothesenkomponenten, vornehmlich des tibialen Anteils, dar [4, 125, 87, 24, 71, 91, 134, 137, 41].

Mannigfaltige und nicht immer genau zu differenzierende Faktoren sind hier von ursächlicher Bedeutung, so z.B. starkes Übergewicht, ein wissenschaftlich nicht präzise zu definierender zu hoher Aktivitätslevel der Patienten, Traumata, Materialversagen, Fortschreiten rheumatischer bzw. arthrotischer Prozesse, Achsfehlstellungen, unkritische Indikationsstellung bzw. Irrtümer in der Patientenauswahl oder mangelnde Erfahrung des Operators. Da der tibiale Prothesenpartner im Vordergrund steht, hängt nach FREEMAN offensichtlich mit den anatomischen Gegebenheiten am Tibiakopf zusammen [32].

In dem vorliegenden Patientengut lag in 68 % der Fehlschläge der Grund in einer aseptischen Lockerung mindestens einer Prothesenkomponente. Dies ergibt das Bild der **Überlebenskurve 2**, deren Verlauf ausschließlich durch aseptische Lockerungen bestimmt wird. Nach 5 Jahren lässt sich demnach ein Wert von 97 % ableiten, nach 10 Jahren von 94,7 %. ROUGRAFF et al. beschreibt in seiner Überlebenskurve sogar einen 5 Jahreswert von 99,1 % und einen 10 Jahreswert von 95,6 % bezüglich des o.g. Kriteriums [126]. Kritisch anzumerken bleibt hier allerdings, dass die aseptische Lockerung als primäre Versagensursache retrospektiv mit teils länger als 10 Jahre zurückliegenden Wechseloperationen nicht immer sicher bestimmt werden kann. So konnte nicht in jedem Fall entschieden werden, ob die intraoperativ festgestellte Lockerung auf eine Dekompensation des nicht ersetzten Kompartimentes zurückzuführen ist oder alleinige Ursache des Versagens ist [77].

Die **tiefe Infektion** als weitere mögliche Komplikation, und in ihrer letzten Konsequenz zur Prothesenexplantation zwingend, konnte bei 18 % der Fehlschläge festgestellt werden. Auf das Gesamtkollektiv bezogen ergibt sich ein Wert von 1,4 %. ENGELBRECHT et al. und GRÜNER et al. beziffern das Auftreten von tiefen Infektionen bei Schlittenprothesen unter 1 % [25, 40]. Ähnliche Zahlen werden von anderen Autoren angegeben [28, 31, 85, 86, 130]. Die Darstellung der Fehlschläge aufgrund von Infektionen in der **Überlebenskurve 1** ergibt einen 5 Jahreswert von 99,1 % und einen 10 Jahreswert von 98,8 %. Dieses Ergebnis zeigt eine deutliche Übereinstimmung mit den Resultaten von RÖTTGER bezüglich dieses Kri-

teriums [125]. Letztendlich lässt sich ableiten, dass den tiefen Infektionen als Explantationsursache eher eine untergeordnete Rolle zugeschrieben werden muss.

Der vorangegangenen differenzierten Betrachtung der möglichen Gründe für einen Prothesenwechsel folgt an dieser Stelle die Diskussion der Ergebnisse, die der **Überlebenskurve 3** zu entnehmen sind. Als Berechnungsgrundlage werden hier sämtliche Ursachen eines Ausbaus oder Ersatzes von mindestens einer Prothesenkomponente herangezogen. Sofern dieses Zielkriterium dem anderer Studien entspricht, ermöglicht dies eine Vergleichbarkeit vor allem der Langzeitergebnisse. Der **Überlebenskurve 3** ist ein **5** Jahreswert von **96,1 %**, ein **10** Jahreswert von **91,5 %** und ein **13** Jahreswert von **89,1 %** zu entnehmen, was mit Sicherheit als durchaus positives Ergebnis zu werten ist. Zum Vergleich die Daten anderer Autoren: MARMOR **10 JW** (Jahreswert) **91 %**, CAPRA und FEHRING **8.3 JW 93,75 %**, PREUSSNER und SEEBAUER **10 JW 89 %**, SCOTT et al. **5 JW 95 % / 10 JW 85 %**, HEINERT und ENGELBRECHT **10 JW 80 %**, RÖTTGER **8 JW 77 %**, GRÜNER **10 JW 83,2 %**, MC QUERY et al. **10 JW 83 %**, KNUTSON et al. **6 JW 90 %**, CARTIER / SANOUILLER **12 JW 93 %**, GOODFELLOW / O' CONNOR **10 JW 95,6%**, GACON / FERREIRA **8 JW 80 %**, KOBASHI / ODHARA **13 JW 96,4 %**, EPINETTE **6 JW 98,4 %**, STENSTRÖM-LINDSTRAND **9 JW 87 %**, ANSARI **10 JW 87 %**, KIBLINGER **10 JW 84,9 %**, SCHULTZ **10 JW 88,92 %**

[101, 116, 128, 51, 125, 102, 79, 15, 38, 35, 80, 27, 139, 2, 77, 127].

Während die Veranschaulichung der Standzeiten in Form der KAPLAN-MEIER Überlebenskurve bei einem klar definierten Kriterium einen schnellen Vergleich und Einschätzung der eigenen Ergebnisse gewährleistet, sind die Gesamtergebnisse klinischer Nachuntersuchungen aufgrund unterschiedlicher Bewertungsmaßstäbe und verschiedener Scores (HSS-Score, Knee-Society-Score, Slocum/Larson Score, Bristol Score) nur selten direkt miteinander vergleichbar. So sehen Kritiker im **Knee-Society-Score** eine zu hohe subjektive Gewichtung. Darüber hinaus sei die präoperative Praktikabilität eingeschränkt, was sich zum Teil bei der Anfertigung dieser Arbeit bestätigen ließ. Eine aussagekräftige Tendenz ist allerdings den meisten Studien zu entnehmen. So gehen die Resultate der vorliegenden Studie durchaus konform mit den in der Literatur beschriebenen Langzeitergebnissen zum unicondylären Gelenkflächenersatz. Die Untersuchungen von BAE et al., BROUGHTON, KNUTSON, KOZINN, MACKINNON, MARMOR, MINK und PAGE aus den Jahren 1983 bis 1989

zeigen in **86 %** der Fälle **sehr gute** und **gute** Ergebnisse [4, 10, 79, 82, 94, 98, 105, 115].

ANSARI berichtet von **92 % guter** bis **exzellenter** Ergebnisse.

Vergleichbare Resultate liefern auch die Studien von VIDAL et al., AURIOT et al., MacINTOSH, INGLIS, JONES et al., JONSSON, SCOTT, CARTIER/SANOUILLE, ROSENBERG/GALANTE, SHURLEY et al. und TABOR [148, 3, 93, 57, 70, 71, 129, 15, 124, 135, 143, 2]. Die Literatur berichtet allerdings auch von nicht zufriedenstellenden Ergebnissen. So ermittelte CAMERON et al. in seiner Studie, die einen 8 Jahreszeitraum umfasst, nur 30,1 % sehr gute und gute Resultate, 48,2 % schlechte Ergebnisse und 21,7 % Fehlschläge [13]. KNIGHT berichtet von 41 % klinisch unbefriedigenden Ergebnissen bei einer Revisionsrate von 33 % [78].

Die in dem vorliegenden Patientengut ermittelte Revisionsquote von **8,2 %** liegt in etwa auf dem Niveau einer von LEWOLD et al. durchgeführten Studie, die 14772 Pat. einschloss mit einer Revisionsquote von **7,7 %** [90].

Betrachtet man die **Ausbaurrate in Abhängigkeit von verschiedenen Einflussgrößen**, so ergibt sich altersabhängig eine höhere Quote bei den Patienten unter 68 Jahren (10,5 % zu 6,5 %). Inwieweit ein eventuell höherer Aktivitätslevel jüngerer Patienten hierfür verantwortlich ist, bleibt schwierig zu beurteilen.

Die deutlich höhere **Ausbaurrate** bei Übergewichtigen im Vergleich zu Normgewichtigen (9 % zu 5,1 %) erscheint dagegen als logische Konsequenz.

Einen ebenso negativen Einfluss auf die Ausbaurrate haben in der vorliegenden Arbeit Voroperationen (Umstellungsosteotomie, Meniskektomie, Traumata). Mit 11,5 % zu 6,9 % zeigt sich eine signifikante Differenz.

Die **Ausbaurrate** in Abhängigkeit von der Grunderkrankung bezieht sich hier auf das Vorliegen einer chronischen Polyarthrit. Die betroffenen Patienten zeigen mit 9,1 % zu 8,2 % nur eine mäßig höhere Ausbaurrate. Das cP-Kollektiv umfasste allerdings nur 11 Patienten. Der Polyarthritiker ist aber mit Sicherheit kein geeigneter Kandidat für eine unicondyläre Schlittenprothese, da bei dieser Systemerkrankung von einer generellen Knochenbeteiligung auszugehen ist und bei Progredienz des entzündlichen Prozesses die Gelenkstabilität in starkem Maße gemindert wird.

Die **Ausbaurrate** in Abhängigkeit vom Geschlecht ergibt eine signifikante Differenz zu Ungunsten des weiblichen Geschlechts (9,4 % zu 4,7 %). Ein vergleichbares Ergebnis auf niedrigerem Niveau entstammt einer Multicenterstudie von HECK und MARMOR von 1993, in der Männer eine Revisionsrate von 2,4 %, Frauen von 3,9 % aufwiesen [50]. Inwieweit die

Ursache dieses Befundes durch schlechteres Knochenmaterial (Osteoporose) oder eine insuffiziente muskuläre Absicherung bedingt ist, oder welche sonstigen Einflussgrößen ebenfalls von Relevanz sind, müsste durch weitergehende Untersuchungen noch geklärt werden. Andere Autoren konnten in Ihren Studien keinen signifikanten Einfluss des Geschlechtes auf die Überlebensrate nachweisen [77].

Um nun den Stellenwert des unicondylären Gelenkflächenersatzes im Spektrum der alternativen operativen Behandlungsmöglichkeiten (Vollprothese, Umstellungsostetomie) einer Gonarthrose beurteilen zu können, bedarf es detaillierter, vergleichender Studien. Dies ist allerdings nicht die Zielsetzung der vorliegenden Arbeit. Einige Aspekte dieses Diskussionspunktes sollten trotzdem nicht unerwähnt bleiben. Vergleichende Studien zwischen unicondylärer- und Totalprothetik des Kniegelenkes führen zu kontroversen Ergebnissen. Während z.B. HEINERT und RÖTTGER der Totalprothese gute funktionelle Ergebnisse und geringere Komplikationsraten als der unicondylären Schlittenprothese bescheinigten, präferieren LAURENCIN, ROUGRAFF, NEWMAN und MARMOR diesbezüglich den unicondylären Gelenkflächenersatz [51, 125, 88, 126, 100, 109]. MARMOR führt in seinen Studien folgende Argumente für seinen Standpunkt an: geringerer Verlust von körpereigenem Gewebe, geringerer Blutverlust, weniger Probleme bezüglich postoperativer Achsabweichungen, niedrigere Komplikationsrate, schnellere Genesung, bessere Gelenkbeweglichkeit sowie ein nahezu normales Gangbild [100]. Speziell der letzte Punkt ist auf den positiven Umstand zurückzuführen, dass durch das Belassen der Kreuzbänder der Erhalt einer ausreichenden Propriozeption gewährleistet ist. COBB et al. ermittelte diesbezüglich 1990 in einer vergleichenden Studie bei Patienten, die auf der einen Seite mit einer Schlittenprothese und auf der anderen Seite mit einer Totalprothese versorgt waren, eindeutig günstigere Ergebnisse zugunsten des unicondylären Gelenkflächenersatzes. Aufgrund der erhaltenen Propriozeption und somit besseren Kontrolle der Kniefunktion ließ sich ein fast einwandfreies Gangbild erzielen [19]. Auch JEFFERSON attestiert in einer vergleichenden Studie 70 % der mit einer Schlittenprothese versorgten Patienten einen normalen biphasischen Gang sowie eine geringere Prävalenz der Quadrizepsschonung als TKA-Patienten bei insgesamt besserer Funktion, Beweglichkeit und Schrittgeschwindigkeit [66].

Inwieweit die inzwischen zur Anwendung gelangten minimal-invasiven Implantationsverfahren ohne Luxation der Patella die o.g. Parameter positiv beeinflussen

können, müssen zukünftige Studien noch belegen. Eine weitere vergleichende Studie bezüglich der Parameter Schmerzlinderung sowie subjektiver Grad der Zufriedenheit nach Versorgung mit einer tricondylären (Typ RMC/Tricon) bzw. unicondylären Schlittenprothese (Typ Marmor I/II) erstellten GRÜNER und GIERSE mit signifikant besseren Ergebnissen des tricondylären Ersatzes [42].

Das Kriterium Infektionsrate bei Knie-Endoprothesen wurde in einer vergleichenden Studie von Kißlinger und Wessinghage untersucht. Die Autoren ermittelten eine deutlich niedrigere Infektionsquote nach unikompartimellem Gelenkflächenersatz im Vergleich zur bicondylären Prothese [77]. Zu vergleichbaren Ergebnissen kommt auch eine Untersuchung von ROBERTSSON, in welcher er 15000 Vollprothesen mit 11000 unicondylären Prothesen aus dem schwedischen Prothesenregister verglich. Das kumulative Risiko für eine Revision aufgrund einer Infektion war bei den Vollprothesen um den Faktor 2,6 signifikant erhöht [123].

Berücksichtigt man allerdings sämtliche Revisionsgründe, so ergeben klinische Ergebnisse, wie die einer Multicenterstudie von HECK und MARMOR, durchaus vergleichbare Revisionsraten nach unicondylärer und bicondylärer Versorgung [50].

Die klassische Alternative zur unicondylären Schlittenprothese im Behandlungsspektrum der Varus- bzw. Valgusgonarthrose stellt die Umstellungsosteotomie dar, wobei beide Methoden nicht grundsätzlich als konkurrierend, sondern als indikationsabhängig betrachtet werden sollten. Die Umstellungsosteotomie war über viele Jahre eine der führenden chirurgischen Optionen in der Therapie der unikompartimentellen Kniegelenksarthrose. Mit fortschreitender Entwicklung der Endoprothetik hatte sich der Stellenwert zunächst deutlich verändert, mit der Entwicklung neuer Fixations- und Osteotomietechniken in den letzten Jahren aber wieder einen spürbaren Aufschwung genommen. Zahlreiche vergleichende Studien lassen jedoch eine Tendenz zu schlechteren funktionellen Ergebnissen und höheren Komplikationsraten als bei der Schlittenprothetik erkennen. Spezielle Untersuchungen zu dieser Thematik lieferten u.a. CHILLAG und NICHOLLS, IVEY und CANTRELL, KARPMANN und VOLZ, SHEA, SKOLNICK/BRYAN und PERSSON, BROUGHTON et al., IVARSSON/MYNERTS und GILLQUIST, JEFFERSON und WHITTLE [17, 64, 75, 131, 136, 10, 63, 66]. Auch WEALE und NEWMAN ermittelten in einer 12-17 Jahre Follow-up Vergleichsstudie bessere Ergebnisse auf Seiten der unicondylären Prothese [151]. FUCHS beschreibt in ihrer Studie beide Verfahren als überwiegend gleichwertig [35]. Zu berücksichtigen ist hierbei allerdings immer

eine individuelle, auf den Patienten abgestimmte Indikationsstellung. Der ideale Patient für eine Umstellungsosteotomie ist in der Lage mehrere Wochen zu entlasten, weist einen hohen Aktivitätslevel auf und möchte auch in Zukunft noch sportlich aktiv bleiben. Darüber hinaus sollten keine Achsabweichungen über 15° , Kontrakturen über 10° sowie Retropatellararthrose vorliegen [20, 49, 54, 77, 106].

Konsens scheint allerdings dahingehend zu bestehen, dass bei einer großflächigen IV-gradigen unicompartimentellen Arthrose der endoprothetische Oberflächenersatz zu präferieren ist.

In der Literatur reicht die 10-Jahres-Überlebensrate der Tibiakopfosteotomie von 51 % bis 100 % [108, 112, 113]. Diese äußerst heterogenen Ergebnisse sind am ehesten auf unterschiedliche Indikationsstellungen sowie verschiedene Operationstechniken zurückzuführen.

Entscheidende Prognosefaktoren sind der postoperative Korrekturwinkel, das Gewicht sowie das Alter des Patienten wie die Studien von NAUDIE, COVENTRY und ODENBRING eindrucksvoll unterstreichen [108, 21, 112, 113]. So ermittelte COVENTRY eine wesentlich höhere Überlebensrate bei Patienten ohne Übergewicht (91 % gegen 51 %) sowie eine 10-Jahres-Überlebensrate von 94 %, sofern der Valguskorrekturwinkel $\geq 8^\circ$ betrug. Lag jedoch der Winkel bei $\leq 5^\circ$, so sank die Rate auf 63 %. In der Arbeit von NAUDIE betrug die Überlebensrate 73 % nach 5 Jahren, 51 % nach 10 Jahren und 39 % nach 15 Jahren [108].

Eine Übersicht langfristiger **funktioneller** Ergebnisse nach Umstellungsosteotomie erstellten BONNIN und CHAMBAT. Eine Approximation von 1016 Fällen aus 12 Studien ergab bei nur noch 58 % der Pat. gute bzw. sehr gute Ergebnisse nach 10 Jahren [9].

Die hohen Fallzahlen unicondylärer Schlittenprothetik an der Orthopädischen Klinik in Ratingen resultierten u.a. aus dem Umstand, dass in den siebziger und frühen achtziger Jahren mit den damals marktgängigen voluminösen und substanzopfernden Vollprothesen keine adäquate Alternative zum Hemischlitten, abgesehen von der Umstellungsosteotomie, bei unicompartimenteller Arthrose Grad IV zur Verfügung stand.

Im gesamten zentraleuropäischen Raum hatte die unicondyläre Endoprothetik in den achtziger Jahren zunächst erheblichen Auftrieb gewonnen. Designfehler einzelner Prothesenmodelle mit erhöhten Revisionsraten führten mit Ausnahme von Schweden zu einer deutlichen Reduktion der Implantationszahlen. Mittlerweile beträgt der Anteil der unicondylären Prothesen ca. 30 % am gesamten Prothetikmarkt in Europa, in Amerika jedoch lediglich 5 % [89].

Solange nun diverse Verfahren und auch Ideologien in der Behandlung arthrotisch veränderter Gelenkstrukturen existieren, wird auch die Diskussion um die Effizienz der einzelnen Therapiekonzepte weiterhin kontrovers geführt werden.

Die Intention dieser Studie lag dementsprechend auch nicht in der Präsentation des unicondylären Gelenkflächenersatzes als Therapie der Wahl bei Varus- / Valgusgonarthrosen, sondern vielmehr in der Darstellung der Behandlungsmöglichkeiten- und Ergebnisse, die mit diesem Prothesentyp erzielt wurden. Welche Design- und Werkstoffvariante (all-Poly, metal-backed, mobile bearing) sich letztendlich durchsetzen wird, müssen weitere Studien zeigen. Sowohl die klinisch objektivierbaren als auch die subjektiven Resultate der vorliegenden Arbeit ermutigen zu der Aussage, dass - eine strenge Indikationsstellung und einwandfreies operatives Vorgehen vorausgesetzt - der unicondyläre Gelenkflächenersatz auch in Zukunft einen festen Platz im Versorgungsspektrum der Varus- bzw. Valgusgonarthrose einnehmen wird. Gerade jetzt im *Postmeniskektomie-Zeitalter* ist unter Anwendung minimal-invasiver Implantationstechniken eine Renaissance der unicondylären Schlittenprothese zu verzeichnen.

2.7 Zusammenfassung

298 (w: 226 / m: 72) mit einer unicondylären Schlittenprothese versorgte Patienten aus dem Implantationszeitraum 1975 bis 1995, konnten im Rahmen dieser retrospektiven Studie in der orthopädischen Klinik am Ev. Fachkrankenhaus in Ratingen nachuntersucht werden. Die Gesamtzahl der bei diesem Patientengut implantierten Prothesen betrug **341**. In **94 %** der Fälle fand eine Versorgung des medialen, in **6 %** des lateralen Kompartiments statt. Zur Scoreberechnung wurden **308** Prothesen herangezogen.

Das Durchschnittsalter zum Zeitpunkt der Implantation betrug **65,4 Jahre**, zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung **76,8 Jahre**. Die durchschnittliche Prothesenstandzeit belief sich auf **5,6 Jahre**.

Die Ergebnisse gemäß des **Knee-Society-Scores** stellten sich wie folgt dar:

Präoperativ **57,67 Pkt.**

Postoperativ **160,39 Pkt.**

Der **Kniescore** ergab einen postoperativen Wert von **88,9 Pkt.**, der **Funktionsscore** von **71,49 Pkt.**

Die Überlebensraten, berechnet nach der KAPLAN-MEIER-Methode, äußern sich in einem 5 Jahreswert von **96,1 %**, einem 10 Jahreswert von **91,5 %** und einem 13 Jahreswert von **89,1 %**.

Es wurden **25** Wechseloperationen, **1** Arthrodesse, **1** Ankylose bei in situ verbliebener Prothese und **2** laterale Ergänzungen als Komplikationsfälle registriert, wobei **19** mal aseptische Lockerungen mindestens einer Prothesenkomponente im Vordergrund standen. Die **Revisionsquote** betrug **8,2 %**

Die subjektive Beurteilung des Operationsresultates durch den Patienten ergab in **90,7 %** der Fälle **sehr gute** bzw. **gute** Ergebnisse, knapp **3 %** der Patienten bezeichneten ihren postoperativen Zustand als **mangelhaft**.

Abstract

298 (f: 226/m: 72) with a unicompartmental prosthesis supplied patients from the implantation period 1975 to 1995, could be examined in the context of this retrospective study in the orthopedic hospital in Ratingen. The total number of the implanted prostheses with this patient property amounted to **341**. In **94 %** of the cases a supply of the medial compartment took place, in **6 %** of the lateral compartment. For the scorecalculation **308** prostheses were consulted.

The average age at the time of the implantation amounted to **65.4 years**, at the time of the re-examination **76.8 years**. The average prosthesis service life amounted to **5.6 years**.

The results in accordance with the **Knee Society Score** presented themselves as follows:

Pre-operative **57,67 points**.

Post-operative **160,39 points**.

The **knee score** resulted in a postoperative value of **88,9 points**, the **function score** of **71,49 points**.

The **survival rates**, computed according to the Kaplan-Meier method, express themselves in a **5-year** survival of **96,1 %**, a **10-year** survival of **91,5 %** and a **13-year** survival of **89,1 %**.

25 explantation revisions, **1** arthrodesis, **1** ankylosis with in situ remaining prosthesis and **2** lateral additions as cases of complication were registered, whereby **19** times non-septically loosening for at least one prosthesis component stood in the foreground. The **revision ratio** amounted to **8.2 %**.

The subjective evaluation of the result of operation by the patient showed in **90,7 %** of the cases **excellent or good** results, scarcely **3 %** of the patients called its post-operative condition **unsatisfactory**.

3 Literaturverzeichnis

1. **Attenborough CG:** Total Knee Replacement. J. Bone Jt. Surg. 60-B (1978) 320
2. **Ansari S, Newman JH, Ackroyd CE:** St. George sledge for medial compartment knee replacement. Acta Orthop Scand (1997) oct; 68 (5): 430-4
3. **Auriot JH, Deburge A, Le Balch T, Mazas F, Witvoet J:** Protheses unicompartimentales du genou LOTUS. Analyse d'une serie de 142 cas. RCO 1988-Supp.II,74
4. **Bae DK, Guhl JF, Keane SP:** Unicompartmental Knee Arthroplasty for Single Compartment Disease. Clin. Orthop. 176 (1983) 233-238
5. **Bargren JH, Blaha JD, Freeman MAR:** Alignment in total knee arthroplasty: correlated biomechanical and clinical observation. Clin. Orthop. 173 (1983) 178
6. **Bläsius K:** Endoprothesenatlas Knie. Thieme Stuttgart (1995) 134, 146-151
7. **Bergmann EG, Süssenbach F:** The Unicondylar Knee Replacement as a Treatment of Varus/Valgus Osteoarthritis of The Knee. In: Cartier Ph, Epinette JA, Deschamps G, Hernigou Ph: Unicompartimental Knee Arthroplasty. Expansion Scientifique Francaise Paris (1997) 181-191
8. **Blümlein H, Steeger D, Wunderlich T, Brussatis F:** Rehabilitation durch Implantation von Kniegelenksendoprothesen. Fortbildungsbeitrag Nr. 70, Akademie für Ärztliche Fortbildung in Rheinland-Pfalz 12/1981, 995
9. **Bonnin M, Chambat P:** Der Stellenwert der valgusierenden, zuklappenden Tibiakopfosteotomie bei der medialen Gonarthrose. Orthopäde 2004, 33: 135-142
10. **Broughton NS, Newman JH, Baily RAJ:** Unicompartment replacement and high tibial osteotomy for osteoarthritis of knee. A comparative study after 5-10 years followup. J. Bone Jt. Surg. 68-B (1986) 447-452
11. **Bryan RS, Rand JA:** Revision total knee arthroplasty. Clin. Orthop. 170 (1982) 116

-
12. **Buchholz HW, Engelbrecht E:** Die intracondyläre totale Kniegelenksendoprothese Modell St. Georg. Der Chirurg, 44. Jahrg., Heft 8, 8/73, 373-378
 13. **Cameron HU, Hunter GA, Welsh RP, Bailey WH:** Unicompartmental Knee Replacement. Clin. Orthop. 160 (1981) 109-112
 14. **Capra S, Fehring T:** Unicompartmental arthroplasty, a 4 to 14 year review. Orthop. Trans. 13 (1989) 550
 15. **Cartier Ph, Sanouiller JL:** Marmor Unicompartmental Knee Arthroplasty. In: Cartier Ph, Epinette JA, Deschamps G, Hernigou Ph: Unicompartmental Knee Arthroplasty. Expansion Scientifique Francaise Paris (1997) 167-173
 16. **Cartier Ph:** Operationstechnik Genesis Uni, Smith+Nephew Richards, Hamburg
 17. **Chillag KJ, Nicholls PJ:** High tibial osteotomy, a retrospective analysis of 30 cases. Orthopedics 7 (1984) 1821-1822
 18. **Christensen NO:** Unicompartmental Prosthesis for Gonarthrosis. Clin. Orthop. 273 (1991) 168
 19. **Cobb AG, Kozinn CS, Scott RD:** Unicondylar or total knee replacement. J. Bone Jt. Surg. 72-B (1990) 166
 20. **Coventry MB:** Upper tibial osteotomy for gonarthrosis. Orthop. Clin. North. Am. 10 (1979) 191-208
 21. **Coventry MB, Ilstrup DM, Wallrichs SL:** Proximal tibial osteotomy. A critical long term study of 87 cases. J Bone Joint Surg AM 75: 196-201
 22. **Debrunner AM, Seewald K:** Die Belastung des Kniegelenkes in der Frontalebene. Z. Orthop. 98 (1964) 508
 23. **Dejour D, Chatain F, Dejour H:** Clinical Results of The HLS Unicompartmental Knee Replacement. In: Cartier Ph, Epinette JA, Deschamps G, Hernigou Ph: Unicompartmental Knee Arthroplasty. Expansion Scientifique Francaise Paris (1997) 214-219

-
24. **Ducheyne P, Kagan A, II, Lacey JA:** Failure of total knee arthroplasty due to loosening and deformation of the tibial component. J. Bone Jt. Surg. 60-A (1978) 384
 25. **Engelbrecht E, Siegel A, Röttger J, Buchholz HW:** Statistics of total knee replacement: Partial and total knee replacement, design St. Georg. A review of a 4-year observation. Clin. Orthop. 120 (1976) 54
 26. **Engelbrecht E:** Die Schlittenprothese, eine Teilprothese bei Zerstörungen des Kniegelenkes. Chirurg 42 (1971) 510-514
 27. **Epinette JA, Edidin AA:** Hydroxyapatite-Coated Unicompartmental Knee Replacement. In: Cartier Ph, Epinette JA, Deschamps G, Hernigou Ph: Unicompartmental Knee Arthroplasty. Expansion Scientifique Francaise Paris (1997) 243-259
 28. **Evanski PM, Waugh TR, Orofino CF, Anzel SH:** UCJ knee replacement. Clin. Orthop. 120 (1976) 33
 29. **Ficat RP, Ficat C, Gedeon P, Toussant JB:** Spongialization: A new treatment for diseased patellae. Clin Orthop. 144 (1979) 74
 30. **Fick R:** Praktische Bemerkungen über das Kniegelenk. In: Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke. Teil 1- Anatomie der Gelenke. Fischer, Jena (1904)
 31. **Flynn LM:** Experiences with UCJ total knee. Clin. Orthop. 135 (1978) 188
 32. **Freeman MAR, Blaha JD, Insler H:** Die I.C.L.H.-Kniegelenksprothese bei rheumatoider Arthritis. Med. Orth. Tech. 4 (1980) 124
 33. **Freeman MAR; Swanson SAV, Todd RC:** Total replacement of the knee using the Freeman-Swanson knee prosthesis. Clin. Orthop. 120 (1973) 153
 34. **Frey Mathias:** Ergebnisse der intraligamentär additiven Korrekturosteotomie am Tibiakopf. Inaugural-Dissertation. Eberhard-Karls-Universität zu Tübingen (1984)
 35. **Fuchs S:** Bedeutung der Tibiakopfumstellungsosteotomie im Zeitalter von Endoprothesen. Z. Orthop. 137 (1999) 253-258

-
36. **Gacon G, Ferreira A:** Results of PCA Cementless Unicompartmental Knee Replacement. In: Cartier Ph, Epinette JA, Deschamps G, Hernigou Ph: Unicompartmental Knee Arthroplasty. Expansion Scientifique Francaise Paris (1997) 223-229
37. **Gluck Th:** Die Invaginationsmethode der Osteo- und Arthroplastik. Berliner Klinische Wochenschrift 33 (1890) 732
38. **Goodfellow JW, O'Connor JJ, Murray DW:** Principles of Meniscal Bearing Arthroplasty for Unicompartmental Knee Replacement. In: Cartier Ph, Epinette JA, Deschamps G, Hernigou Ph: Unicompartmental Knee Arthroplasty. Expansion Scientifique Francaise Paris (1997) 174-180
39. **Goodfellow JW, Kershaw CJ, O'Connor JJ:** The Oxford Knee for unicompartmental osteoarthritis. J Bone Joint Surg Br 70 (1988): 692-701
40. **Gruber G, Stürz H:** Früh- und Spätkomplikationen nach künstlichem Ersatz des Kniegelenkes. OP Journal 2/1995, 180-183
41. **Grüner S, Fuchs S, Gierse H, Maaz B:** Komplikationen und Langzeitüberlebensanalyse von unicondylären Schlittenprothesen. Med. Orth. Tech.113 (1993) 21-27
42. **Grüner S, Gierse H:** Schmerzlinderung und Grad der Zufriedenheit bei Gonarthrosepatienten durch dem Ausmaß der Arthrose entsprechenden tricondylären Gleitflächenersatz und Monoschlitten in Kombination mit Gelenktoilette. Nach einem Poster auf dem 99. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Physikalische Medizin und Rehabilitation 1994, Nürnberg
43. **Guggenmoos-Holzmann I, Wernecke KD:** Medizinische Statistik. Blackwell Berlin (1995) 171
44. **Gunston FH:** Polycentric Knee Arthroplasty. J. Bone Jt. Surg. 53-B (1971) 272-277
45. **Harms V:** Biomathematik, Statistik und Dokumentation. 6. Aufl., Harms Kiel (1992) 161

-
46. **Hassenpflug J:** Das Patellofemoralgelenk beim künstlichen Kniegelenkersatz. Springer, Berlin (1989), 1
 47. **Hassenpflug J:** Das Patellofemoralgelenk beim künstlichen Kniegelenkersatz. Springer, Berlin (1989), 3
 48. **Hassenpflug J:** Ergebnisanalyse: Verweildauer. In: Weber U, Hackenbroch MH: Endoprothetik am Kniegelenk. Thieme Stuttgart (1985) 88-96
 49. **Healy L, Barber TC:** The role of osteotomy in the treatment of osteoarthritis of the knee. AM. J. Knee Surg. 3 (1990) 97-109
 50. **Heck DA, Marmor L, Gibson A, Rougraff BT:** Unicompartimental knee arthroplasty. A multicenter investigation with long-term follow-up evaluation. Clin Orthop 286 (1993): 154-159
 51. **Heinert K, Engelbrecht E:** Langzeitvergleich der Knie-Endoprothesensysteme „St.Georg“. Chirurg 59 (1988) 755-762
 52. **Hernigou Ph, Deschamps G:** Unicompartimental Knee Prostheses: Results of 250 Lotus UKAs Reviewed at a Mean Follow-Up of 8 years. In: Cartier Ph, Epinette JA, Deschamps G, Hernigou Ph: Unicompartimental Knee Arthroplasty. Expansion Scientifique Francaise Paris (1997) 192-201
 53. **Hernigou Ph, Deschamps G:** La prothese unicompatimentale de genou symposium SOFCOT 95.Chir Orthop 82 (1996) Suppl 1: 25-60
 54. **Holden DL, James SL, Larson RL, Slocum DB:** Proximal tibial osteotomy in patients, 50 years old or less. J. Bone Jt. Surg. 70-A (1988) 977-982
 55. **Huson A:** Biomechanische Probleme des Kniegelenks. Orthopäde 3: 119-126 (1974)
 56. **Imhoff AB, Öttl GM, Burkhart A, Traub S:** Osteochondrale autologe Transplantation an verschiedenen Gelenken, Der Orthopäde 28 (1999) 33-44
 57. **Inglis GS:** Unicompartiment arthroplasty of the knee: A follow-up of 3 to 9 years. J. Bone Jt. Surg. 66-B (1984) 682

-
58. **Insall JN, Dorr LD, Scott R, Scott WN:** Rationale of the knee society clinical rating system. Clin. Orthop. 248 (1989) 13-14
 59. **Insall JN, Ranawat CS, Agliettie P, Shine J:** A Comparison of four models of total knee replacement prosthesis. J. Bone Jt. Surg. 58-A (1976) 754
 60. **Insall JN, Scott WN, Ranawat CS:** The total condylar knee prosthesis. A report of 120 cases. J. Bone Jt. Surg. 61-A (1979) 173
 61. **Insall JN, Walker P:** Unicondylar knee replacement. Clin. Orthop. 120 (1976) 83
 62. **Insall JN, Walker P:** Unicondylar knee replacement. Orthop. Rev. 11 (1982) 93
 63. **Ivarsson I, Mynerts R, Gillquist J:** High tibial osteotomy for medial osteoarthritis of the knee. J. Bone Jt. Surg. 72-B (1990) 238-244
 64. **Ivey M, Cantrell JS:** Lateral tibial plateau fracture as a postoperative complication of high tibial osteotomy. Orthopedics 8 (1985) 1009-1013
 65. **Jackson M, Sarangi PP, Newman JH (1994):** Revision total knee arthroplasty. Comparison of outcome following primary proximal tibial osteotomy or unicompartmental arthroplasty. J Arthroplasty 9 (5): 539-542
 66. **Jefferson RJ, Whittle MW:** Functional biomechanical results of unicompartmental knee arthroplasty compared with total condylar arthroplasty and tibial osteotomy. J. Bone Jt. Surg. 72-B (1990) 161-162
 67. **Jerosch J:** Knie-TEP Revisionseingriffe, Georg Thieme Verlag (1997) 2-3
 68. **Jerosch J, Heisel J:** Knieendoprothetik, Springer Verlag (1998) 31-33
 69. **Jerosch J, Heisel J:** Knieendoprtetik, Springer Verlag (1998) 102-106
 70. **Jones WI, Bryan RS, Peterson LFA, Istrup DM:** Unicompartment knee arthroplasty using polycentric and geometric hemi-components. J. Bone Jt. Surg. 63-A (1981) 946
 71. **Jonsson G:** Compartmental arthroplasty for gonarthrosis. Acta Orthop. Scand. (Suppl.143) 52 (1981) 1

-
72. **Judet I, Judet R, Crepin GT:** Essais de prothese osteo-articulaire. Presse Med. 52 (1947) 302
 73. **Kagan A II:** Mechanical causes of loosening in knee joint replacement. J. Biomech. 10 (1977) 387
 74. **Kapandji IA:** Funktionelle Anatomie der Gelenke. Bd. 2. Enke, Stuttgart (1985)
 75. **Karpmann RR, Volz RG:** Osteotomy versus unicompartement prosthetic replacement in the treatment of unicompartement arthritis of the knee. Orthopedics 5 (1982) 989-991
 76. **Keene JS, Monson DK, Roberts JM, Dyreby JR:** Evaluation of patients for high tibial osteotomy. Clin. Orthop. 243 (1989) 157-165
 77. **Kißlinger E, Jüsten HP, Wessinghage D:** 5-20-Jahresergebnisse mit Unicompartement-Kniegelenksendoprothesen bei medialer Gonarthrose. Z. Orthop.(2001) 97-101
 78. **Knight JL, Atwater RD, Jie G:** Early failure of the porous coated anatomic cemented unicompartimental knee arthroplasty. J Arthroplasty 1997, 12: 11
 79. **Knutson K, Lindstrand A, Lindgren L:** Survival of knee arthroplasties, a nation-wide multicentre investigation of 8000 cases. J. Bone Jt. Surg. 68-B (1986) 795-803
 80. **Kobayashi A, Ohdera T:** Unicompartimental Arthroplasty for Lateral Gonarthrosis. In: Cartier Ph, Epinette JA, Deschamps G, Hernigou Ph: Unicompartimental Knee Arthroplasty. Expansion Scientifique Francaise Paris (1997) 236-242
 81. **Koshino T:** Unicompartimental Arthroplasty of Degenerative Osteoarthritic Knee, with more than 10-years' Follow-up. In: Cartier Ph, Epinette JA, Deschamps G, Hernigou Ph: Unicompartimental Knee Arthroplasty. Expansion Scientifique Francaise Paris (1997) 210-213
 82. **Kozinn ST, Marx C, Scott RD:** Unicompartimental knee arthroplasty: 4,5 to 6 year follow-up with metal-backed tibial component. Orthop. Trans. 21 (1988) 654
 83. **Labek G, Böhler N:** Der minimal-invasive mediale Halbschlitten. Orthopäde 2003, 32: 454-460

-
84. **Lange RT:** Ergebnisse nach endoprothetischem Ersatz des Kniegelenkes mit vier verschiedenen Prothesentypen in der Zeit von 1977-1982. Medizinische Dissertation, Universität Düsseldorf; (1988)
 85. **Larsson SE, Ahlgren O:** Reconstruction with endoprosthesis in gonarthrosis: A report of 111 consecutive cases operated upon from 1973 through 1977. Clin. Orthop. 145 (1979) 126
 86. **Laskin RS:** Modular Total Knee-Replacement Arthroplasty. J. Bone Jt. Surg. 58-A (1976) 766-772
 87. **Laskin RS:** Unicompartement tibiofemoral resurfacing arthroplasty. J. Bone Jt. Surg. 60-A (1978) 182
 88. **Laurencin CT, Zelicof SB, Scott RD, Ewald FC:** Unicompartmental Versus Total Knee Arthroplasty in the Same Patient. Clin. Orthop. 273 (1991) 151-155
 89. **Lavernia CJ, Sierra RJ, Hungerford DS, Krackow K:** Activity level and wear in total knee arthroplasty. J Arthroplasty 16 2001 (4): 446-453
 90. **Lewold S, Robertsson O, Knutson K, Lidgren L:** Revision of unicompartimental knee arthroplasty: outcome in 1135 cases from the Swedish Knee Arthroplasty study. Acta Orthop Scand 69 (1998): 469-474
 91. **Lotke PA, Ecker ML:** Influence of positioning of prosthesis in total knee replacement. J. Bone Jt. Surg. 59-A (1977) 77
 92. **Mac Intosh DL:** Hemiarthroplasty of the knee using space occupying prosthesis for painful varus and valgus deformities. J. Bone Jt. Surg. 40-A (1958) 1431
 93. **Mac Intosh DL:** The use of hemiarthroplasty prosthesis for advanced osteoarthritis and rheumatoid arthritis of the knee. J. Bone Jt. Surg. 40-A (1972) 1431
 94. **Mackinnon J, Young S, Baily RAJ:** The St. Georg sledge for unicompartimental replacement of the knee. J. Bone Jt. Surg. 70-B (1988) 217-223

-
95. **Maquet P, Simonet J, de Marchin P:** Les gonarthroses d'origines statiques. Symposium. Rev. Chir. Orthop. 53, No.2 (1967)
 96. **Maquet P, de Marchin P, Simonet J:** Biomecanique du genou et gonarthrose. Rhumatologie 19, 51 (1967)
 97. **Marmor L:** The modular knee. Clin. Orthop. 94 (1973) 242-248
 98. **Marmor L:** Unicompartmental arthroplasty of the knee with a minimum ten-year follow-up period. Clin. Orthop. 228 (1988) 171-177
 99. **Marmor L:** Unicompartmental Knee Arthroplasty. Clin. Orthop. 226 (1988) 14-20
 100. **Marmor L:** Unicompartmental Knee Arthroplasty. In: Rand JA: Total Knee Arthroplasty, Raven Press, New York (1993) 245-280
 101. **Marmor L:** Unicompartmental Replacement. Unpublished data
 102. **Mc Queary F, Scott R:** Ten to Thirteen Year follow-up Results of Unicondylar Knee Replacements. Unpublished data.
 103. **Merz KE:** Indikation, Technik und Ergebnisse nach Implantation des einachsigen Knieschaniergelenkes vom Typ St.Georg. Medizinische Dissertation, Universität Mainz; (1982)
 104. **Meyer M, Machner A, Pap G, Neumann HW:** Ist die Knieprothese eine zeitgemäße Möglichkeit der Primärversorgung der Varusgonarthrose? Eine prospektive matched-pair-Studie. Z. Orthop (2000) 138: 204-208
 105. **Mink WF:** Unicompartmental knee replacement. Orthop. Trans. 13 (1989) 73
 106. **Morrey BF:** Upper tibial osteotomy: analysis of prognostic features: a review. Adv. Orthop. Surg. 9 (1986) 213-222
 107. **Muliaji AB, Heywood-Waddington MB, Adhikari A:** The unreplaced compartments after unicondylar knee replacement. J. Orthop Rheumatol 1994; 7: 93-98

-
108. **Naudie D, Bourne RB, Rorabeck CH, Bourne TJ:** Survivorship of the high tibial valgus osteotomy. Clin Orthop 367 (1999): 18-27
 109. **Newman JH, Ackroyd CE, Shah NA:** Unicompartmental or total knee replacement? Five-year results of a prospective, randomised trial of 102 osteoarthritic knees with unicompartmental arthritis. J Bone Joint Surg Br 1998 Sep; 80(5): 862-5
 110. **Niemeyer O, Hierholzer G:** Anatomie und Biomechanik des Kniegelenkes. OP Journal, 2/1995, 136-141
 111. **Niethard FU, Pfeil J:** Orthopädie, Hippokrates Verlag (1992) 166-167
 112. **Odenbring S, Tjörnstrand B, Egund N:** Function after Osteotomy for medial gonarthrosis below aged 50 years. Acta Orthop Scand 60 (1989): 527-531
 113. **Odenbring S, Egund N, Knutson K, Lindstrand A, Larsen ST:** Revision after Osteotomy for gonarthrosis: A 10-19 years follow up of 314 cases. Acta Orthop Scand 61 (1990): 128-130
 114. **Oest O:** Die Achsenfehlstellung als präarthrotische Deformität für das Kniegelenk und die röntgenologische Beinachsenbeurteilung. Unfallheilkunde 81 (1978) 629-633
 115. **Page DO:** Results in unicompartmental knee arthroplasty. Orthop. Trans. 13 (1989) 73
 116. **Preussner B, Seebauer R:** Therapieergebnisse der Endoprothetik am Kniegelenk. In. DFVLR: Ergebnisberichte zum Programm „Forschung und Entwicklung im Dienste der Gesundheit“. Verlag TÜV Rheinland, Köln (1984) 38
 117. **Pullig O, Pfander D, Swoboda B:** Molekulare Grundlagen der Arthroseinduktion und -progression. Der Orthopäde 30 (2001) 825-833
 118. **Rauber A, Kopsch F:** Anatomie des Menschen. Band I, Thieme Stuttgart (1987) 569
 119. **Rauber A, Kopsch F:** Anatomie des Menschen. Band I, Thieme Stuttgart (1987) 571
 120. **Reimers Th:** Zur geschichtlichen Entwicklung gelenkplastischer Eingriffe. Chir. Plast. rekonstr. 7, 2, 1970

-
121. **Riley L:** The Evolution of Total Knee Arthroplasty. *Clinical Orthop. and Related Research*, 10/76, 7-10
 122. **Riley LH jr., Hungerford DS:** Geometric total knee replacement for treatment of the rheumatoid knee. *J. Bone Jt. Surg.* 60-A (1978) 523
 123. **Robertsson O, Borgquist L, Knutson K, Lewold S, Lidgren L:** Use of unicompartimental instead of tricompartmental prostheses for unicompartimental arthrosis in the knee is a cost-effective alternative. *Acta Orthop Scand* 70 (2) (1999): 170-175
 124. **Rosenberg AG, Galante JO, Voss F, Barden RM:** MG Unicompartimental Knee Arthroplasty at Two to Five Year Follow-up. In: Cartier Ph, Epinette JA, Deschamps G, Hernigou Ph: *Unicompartimental Knee Arthroplasty*. Expansion Scientifique Francaise Paris (1997) 220-222
 125. **Röttger J:** Mittelfristige Ergebnisse nach Schlitten- und Schanierendoprothesen Modell St.Georg. In: *Endo-Klinik: Primär- und Revisionsalloarthroplastik Hüft- und Kniegelenk*. Springer Berlin (1987) 37-46
 126. **Rougraff BT, Heck DA, Gibson AE:** A Comparison of Tricompartmental and Unicompartimental Arthroplasty for the Treatment of Gonarthrosis. *Clin. Orthop.* 273 (1991) 157-164
 127. **Schultz W, Wong P, Lohmann CH:** Hemialloarthroplastiken am Kniegelenk. *Orthopäde* 2001. 30: 73-81
 128. **Scott RD, Cobb AG, Mc Queary FG, Thornhill TS:** Unicompartimental Knee Arthroplasty. *Clin. Orthop.* 271 (1991) 96-99
 129. **Scott RD, Santore RF:** Unicondylar unicompartimental replacement for osteoarthritis of the knee. *J. Bone Jt. Surg.* 63-A (1981) 536,537
 130. **Shaw NE, Chatterjee RK:** Manchester knee arthroplasty. *J. Bone Jt. Surg.* 60-B (1978) 310

-
131. **Shea JD:** Osteoarthritis of the knee: diagnosis and complications of treatment by high tibial osteotomy. *South Med. J.* 66 (1973) 1030-1034
 132. **Sheehan JM:** Arthroplasty of the knee. *J. Bone Jt. Surg.* 60-B (1978) 333
 133. **Shiers LGP:** Arthroplasty of the knee. Interim report of a new method. *J. Bone Jt. Surg.* 42-B (1960) 31
 134. **Shoji J, D'Ambrosia RD, Lipscomb PR:** Failed polycentric total knee prostheses. *J. Bone Jt. Surg.* 58-A (1976) 773
 135. **Shurley TH, O'Donoghue DH, Smith WD, Payne RE, Grana WA:** Unicompartement arthroplasty of the knee: A review of three-five year follow-up. *Clin. Orthop.* 164 (1982) 236
 136. **Skolnick MD, Bryan RS, Persson BM:** Non union after high tibial osteotomy in osteoarthritis. *J. Bone Jt. Surg.* 60-A (1988) 973-977
 137. **Skolnick MD, Coventry MB, Ilstrup DM:** Geometric total knee arthroplasty. A two-year follow-up study. *J. Bone Jt. Surg.* 58-A (1976) 749
 138. **Steadman JR, Rodkey WG, Briggs KK, Rodrigo JJ:** Die Technik der Mikrofrakturierung zur Behandlung von kompletten Knorpeldefekten im Kniegelenk, *Der Orthopäde* 28 (1999) 26-32
 139. **Stenström A, Lindstrand A, Lewold S:** Unicompartmental Knee Arthroplasty with Special Reference to the Swedish Knee Arthroplasty Register. In: Cartier Ph, Epinette JA, Deschamps G, Hernigou Ph: Unicompartmental Knee Arthroplasty. Expansion Scientifique Francaise Paris (1997) 159-162
 140. **Stock D, Diezemann E, Mathias K:** Behandlungsergebnisse der Schlitten- und Totalprothesen am Knie. *Orthop. Praxis* 15 (1979) 835
 141. **Strasser H:** Lehrbuch der Muskel- und Gelenkmechanik. Springer, Berlin (1917)
 142. **Süssenbach F:** Unicondyläre Prothesen. Münsteraner Streitgespräche. Neues in der Knieendoprothetik. Steinkopff Verlag (2003) 4-9

-
143. **Tabor OB:** Treatment of single compartment osteoarthritis of the knee using modular arthroplasty. Orthopedics 7 (1984) 979
144. **Thermann H, Kilger R, Driessen A, Müller S:** Minimalinvasive Technik der unicondylären Kniearthroplastik und kombinierte stabilisierende Eingriffe. Münsteraner Streitgespräche. Neues in der Knieendoprothetik. Steinkopff Verlag (2003) 24-31
145. **Tillmann K, Bontemps G, Meier G:** Zur partiellen und totalen endoprothetischen Versorgung der Kniegelenke. Z. Orthop. 113 (1975) 509
146. **Tönnis D, Gerstmann KJ, Heinecke A, Kalchschmidt K:** Langzeiterfahrungen mit verschiedenen Schlittenprothesen (Zehnjahresergebnisse). In: Blauth W, Ulrich HW: Spätergebnisse in der Orthopädie. Springer Berlin (1986) 538
147. **University of California:** Fundamental studies of Human Locomotion Cal.1947, zit.bei Debrunner AM, Seewald K.: Die Belastung des Kniegelenkes in der Frontalebene.Z.Orthop. 58 (1973) 641-656
148. **Verneuil A:** De la creation d'une fausse articulation par section ou resection partielle de l'os maxillaire inserieur comme moyen de remedier a l'ankylose vrai ou fausse de la machoire inferieure. Arc. Gen. Med. 15 (1860) 174
149. **Vidal J, Bensadoun JL, Maury Ph, Martin B:** L'arthroplastie unicompartimentale du genou de type Marmor-Cartier. Chirurgie (memoires de l'Academie) 1991, t.117 n° 5-6
150. **von Lanz T, Wachsmuth W:** Praktische Anatomie I/4, Bein und Statik, 2. Aufl., Springer Berlin (1972) 12
151. **Walldius B:** Arthroplasty of the knee using an acrylic prothesis. Acta orthop. scand. 23 (1953) 121
152. **Weale AE, Newman JH:** Unicompartimental arthroplasty and high tibial ostoetomy for osteoarthrosis of the knee. A comparative study with a 12- to17-year follow-up period.Clin Orthop 1994 May; (302): 134-7
153. **Weale AE, Murray DW, Baines J, Newman JH:** Radiolgical changes five years after unicompartimental knee replacement.J Bone Joint Surg Br 2000 Sep; 82 (7): 996-1000

-
154. **Wentzensen A:** Indikation zum unicondylären Gelenkflächenersatz am Kniegelenk. OP Journal 2/1995, 160-164
155. **Winter E, Weller S, Hense R:** Der endoprothetische Teilersatz des Kniegelenkes bei unikompartimenteller Gonarthrose. OP Journal, 2/1995, 151-157
156. **Wirth CJ, Jäger M:** Praxis der Orthopädie. 2. Aufl. Thieme (1992) 927-969
157. **Witvoet J, Aubriot JH, Pidhorz L, Djian P, Rosas MH, Peyrache MD, Nizard R, Guepar Group:** The Lotus Knee Prosthesis in Unicompartmental Osteoarthritis of the Knee. In: Cartier Ph, Epinette JA; Deschamps G, Hernigou Ph: Unicompartmental Knee Arthroplasty. Expansion Scientifique Francaise Paris (1997) 202-209
158. **Zacher J, Gursche A:** Diagnostik der Arthrose, Der Orthopäde 30 (2001) 841-847
159. **Zippel J, Meyer-Ralfs M:** Th. Gluck, Wegbereiter der Endoprothetik. Z. Orthop. 113 (1975) 134ff.

Herrn Prof. Dr. O. Oest danke ich für die Überlassung des Themas und die bereitwillige Unterstützung bei der Anfertigung dieser Arbeit.

Herrn Dr. E. G. Bergmann danke ich für die Betreuung während der Nachuntersuchungs- und Ausarbeitungszeit.

Herrn Prof. Dr. O. Oest und Herrn Dr. F. Süssenbach bin ich zu Dank verpflichtet, die Arbeit an der Orthopädischen Fachklinik Ratingen durchführen zu dürfen.